

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-5144

(P2000-5144A)

(43) 公開日 平成12年1月11日 (2000.1.11)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 1 1

G 0 1 R 33/48

G 0 1 N 24/08

5 1 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数25 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号

特願平11-112548

(22) 出願日

平成11年4月20日 (1999.4.20)

(31) 優先権主張番号

特願平10-108909

(32) 優先日

平成10年4月20日 (1998.4.20)

(33) 優先権主張国

日本 (J P)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者

宮崎 美津恵

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

(74) 代理人 100078765

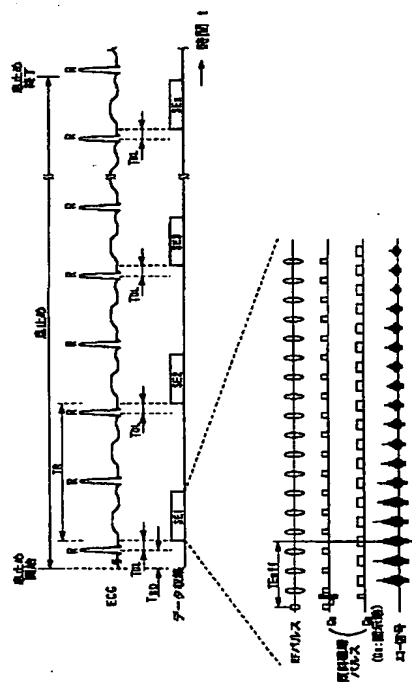
弁理士 波多野 久 (外1名)

(54) 【発明の名称】 M R I 装置およびM R イメージング方法

(57) 【要約】

【課題】造影剤を投与することなく、非侵襲で、心臓からポンピングされる血液を好適に描出でき、データ収集のための撮像時間を大幅に短縮する。

【解決手段】M R I 装置は、被検体のE C G 信号を収集する時相検出手段と、1スライスエンコード毎に3次元スキャン用パルスシーケンスをE C G 信号に同期して実行するイメージング用スキャン手段とを備える。パルスシーケンスは、繰返し時間を短く設定したR F 励起パルスを含む。また、パルスシーケンスは、血流の走行方向とほぼ平行な方向に前記スライスエンコードに基づくデータ収集を行うためのスライス方向傾斜磁場を含む。さらに、パルスシーケンスは、血流の走行方向にほぼ一致する方向に位相エンコードを掛ける位相エンコード方向傾斜磁場を含む。



1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 前記被検体の撮像領域から血流像を生成する MRI 装置において、被検体の心時相を表す信号を収集する時相検出手段と、1 スライスエンコード毎に 3 次元スキャン用パルスシーケンスを、前記心時相を表す信号に同期して実行するイメージング用スキャン手段とを備えたことを特徴とする MRI 装置。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の MRI 装置において、前記 3 次元スキャン用パルスシーケンスは、繰返し時間を短く設定した RF 励起パルスを含む MRI 装置。

【請求項 3】 請求項 2 に記載の MRI 装置において、前記パルスシーケンスは、前記血流の走行方向とほぼ平行な方向に前記スライスエンコードに基づくデータ収集を行うためのスライス方向傾斜磁場を含む MRI 装置。

【請求項 4】 請求項 3 に記載の MRI 装置において、前記パルスシーケンスは、前記血流の走行方向にほぼ一致する方向に位相エンコードを掛ける位相エンコード方向傾斜磁場を含む MRI 装置。

【請求項 5】 請求項 1 に記載の MRI 装置において、前記 3 次元スキャン用パルスシーケンスは、ボリューム領域を撮像するための 3 次元フーリエ変換法又はマルチスライス法に拠るパルスシーケンスである MRI 装置。

【請求項 6】 請求項 1 に記載の発明において、前記時相検出手段は、前記被検体の ECG 信号を、前記心時相を表す信号として収集する手段であり、前記イメージング用スキャン手段はその ECG 信号に現れる R 波に同期して前記パルスシーケンスを実行する手段である MRI 装置。

【請求項 7】 請求項 6 に記載の発明において、前記繰返し時間は、前記 R 波の出現周期の 4 倍以下のインターバルである MRI 装置。

【請求項 8】 請求項 6 に記載の発明において、前記 ECG 信号の前記 R 波から相異なる遅延時間それぞれにて前記被検体の撮像領域に対して準備用スキャンを行い複数組のエコー信号を収集する準備用スキャン手段と、前記エコー信号から前記複数の画像を生成する準備画像生成手段とを備え、

前記イメージング用スキャン手段は、前記複数の画像から判断された前記遅延時間の最適値を取り込む手段と、この最適な遅延時間に同期して前記被検体の前記パルスシーケンスを実行する手段とを有する MRI 装置。

【請求項 9】 請求項 1 に記載の発明において、前記心時相を表す信号に基づく相異なる心時相それぞれにて前記被検体の撮像領域に対して準備用スキャンを行い複数組のエコー信号を収集する準備用スキャン手段と、前記エコー信号から前記複数の画像を生成する準備画像生成手段とを備え、

前記イメージング用スキャン手段は、前記複数の画像から判断された前記複数の心時相の中の最適心時相を取り

2

込む手段と、この時相に同期して前記被検体の前記パルスシーケンスを実行する手段とを有する MRI 装置。

【請求項 10】 請求項 1 に記載の発明において、前記イメージング用スキャン手段は、前記信号への同期タイミングを変えて前記パルスシーケンスを複数回実行して複数組の画像データを得るスキャン実行手段と、前記複数組の画像データから前記血流としての動静脈を相互に分離した画像データを得るデータ処理手段とを備えた MRI 装置。

【請求項 11】 請求項 10 に記載の発明において、前記データ処理手段は、前記複数組の画像データに重みを加えて相互に差分して 1 組の差分画像データを得る差分演算手段と、前記 1 組の差分画像データから前記血流を描出する最終画像を生成する生成手段とを備える MRI 装置。

【請求項 12】 請求項 11 に記載の発明において、前記生成手段は、前記 1 組の差分画像データから最大値投影 (MIP) する処理である MRI 装置。

【請求項 13】 請求項 1 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の発明において、少なくとも前記イメージング用スキャン手段が前記パルスシーケンスを実行している間は前記被検体に息止めの遂行を指令する息止め指令手段を備える MRI 装置。

【請求項 14】 請求項 1 に記載の発明において、前記被検体の呼吸周期を検出する呼吸周期検出手段を備え、前記イメージング用スキャン手段は、前記時相検出手段が検出した信号及び前記呼吸周期検出手段が検出した呼吸周期に同期して前記パルスシーケンスを実行する手段である MRI 装置。

【請求項 15】 請求項 1 に記載の発明において、前記被検体に試薬を投与した状態で前記時相検出手段および前記イメージング用スキャン手段を作動させるように構成した MRI 装置。

【請求項 16】 請求項 15 に記載の発明において、前記試薬は、前記被検体の血流に造影効果を付与する試薬である MRI 装置。

【請求項 17】 請求項 16 に記載の発明において、前記試薬は、生理食塩水またはブドウ糖である MRI 装置。

【請求項 18】 請求項 15 に記載の発明において、前記試薬は、前記被検体の血管を刺激する試薬である MRI 装置。

【請求項 19】 請求項 18 に記載の発明において、前記試薬は、酢酸または酢酸を含む飲料剤である MRI 装置。

【請求項 20】 請求項 1 に記載の発明において、前記被検体に試薬を投与する前後において各別に前記イメージング用スキャンを実行させて複数組の MR 信号を得る手段と、この複数組の MR 信号から前記被検体の血

流像を生成する手段とを備えたMRI装置。

【請求項21】 請求項1乃至20の何れか一項に記載の発明において、

前記パルスシーケンスは、FSE法、FASE法、またはEPI法に基づいて形成されたパルス列から成るMRI装置。

【請求項22】 被検体の撮像領域の血流を描出するMRIイメージング方法において、

前記被検体の心時相を表す信号を収集し、1スライスエンコード毎に3次元スキャン用のパルスシーケンスを前記被検体の撮像領域に対して前記信号中の参照波形に同期した状態で実行することを特徴としたMRIイメージング方法。

【請求項23】 請求項22に記載のMRIイメージング方法において、

前記パルスシーケンスは繰返し時間を短く設定したRFパルスを含むMRIイメージング方法。

【請求項24】 請求項23に記載のMRIイメージング方法において、

前記パルスシーケンスは、前記血流の走行方向とはほぼ平行な方向に前記スライスエンコードに基づくデータ収集を行うためのスライス方向傾斜磁場を含むMRIイメージング方法。

【請求項25】 請求項24に記載のMRIイメージング方法において、

前記パルスシーケンスは、前記血流の走行方向にほぼ一致する方向に位相エンコードを掛ける位相エンコード方向傾斜磁場を含むMRIイメージング方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体の磁気共鳴現象に基づいて被検体内部を画像化する磁気共鳴イメージングに関する。とくに、造影剤を使用しなくても、最適な遅延時間のECGゲート(electrocardiogram gating)を掛けて短い撮像時間でエコー信号を収集し、血流を描出するMRアンギオグラフィ用のMRI(磁気共鳴イメージング)装置およびMRIイメージング方法に関する。

【0002】なお、ここで用いる「血液(または血流)」は、被検体内を流れる脳髄液や血液(血流)などを代表した「流体」の意味として用いる。

【0003】

【従来の技術】磁気共鳴イメージングは、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをそのラーモア周波数の高周波信号で磁的に励起し、この励起に伴って発生するMR信号から画像を再構成する撮像法である。

【0004】この磁気共鳴イメージングの分野において、肺野や腹部の血流像を得る場合、臨床的には、被検体に造影剤を投与して血管造影を行うMRアンギオグラフィが行われつつある。しかし、この造影MRアンギオ

グラフィ法は、造影剤を投与することから侵襲的な処置が必要で、何よりもまず、患者の精神的、体力的な負担が大きい。また、検査コストも高い。さらに、患者の体質などによっては造影剤を投与できない場合もある。

【0005】造影剤を投与できない場合、ほかのイメージング法で実施するしかないが、それに代わる手法として、タイム・オブ・フライト(time-of-flight: TOF)法や位相コントラスト(phase contrast: PC)法が知られている。磁気共鳴イメージングにおける流れの効果は、移動するスピンの有する2つの性質のいずれかによって起こる。1つは、スピンの単純に位置を移動させることで、2つ目は、傾斜磁場の中をスピンの移動することによって生じる横磁化の位相シフトに依る。この内、前者の位置移動に基づく手法がTOF法であり、後者の位相シフトに基づく手法が位相コントラスト法である。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述したTOF法や位相コントラスト法にしても、肺野や腹部のMR像を得る場合であって、大動脈などの大血管の上下(superior-inferior)方向の流れを描出しようとすると、血流方向と垂直に撮像する必要がある。つまり、スライス方向を上下方向にとってアキシャル像を撮影することになり、3D(3次元)画像を得る場合、撮像枚数も多くなり、全体の撮像時間が相当に長くなってしまふ。

【0007】本発明は、このような従来技術の現状を打破するためになされたもので、その目的の1つは、造影剤を投与することなく、非侵襲で、MRA像を得ることができ、しかも、撮像時間を大幅に短縮することである。

【0008】本発明の別の目的は、造影剤を投与することなく、非侵襲で、心臓からポンピングされる血液を好適に描出でき、しかも、この描出に必要なデータ収集のための撮像時間を大幅に短縮することである。

【0009】また、本発明の更に別の目的は、造影剤を投与することなく、非侵襲で、動静脈を分離した画像を好適に描出でき、しかも、この描出に必要なデータ収集のための撮像時間を大幅に短縮することである。

【0010】さらに、本発明の更に別の目的は、造影剤を投与することなく、非侵襲で、血管の走行方向の描出能を向上させ、しかも、この描出に必要なデータ収集のための撮像時間を大幅に短縮することである。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明に係るMRアンギオグラフィの手法は、心臓から拍出されたフレッシュな血液を常にスキャンできるので、「FBI(Fresh Blood Imaging)法」と呼ぶことにする。このFBI法は、具体的には、最適に設定した遅延時間でECG同期を掛け、常に、R波毎に心臓から拍出

されたフレッシュで安定した速い流速の血流を捕捉するとともに、1スライスエンコード毎の繰返し時間TRを短めに設定して、静止実質部の縦磁化緩和を敢えて不十分な状態にし、また、必要に応じてIR（反転回復）パルス、脂肪抑制パルスなどを用いて脂肪信号を抑制し、これにより、実質部からの信号値を抑制する3次元スキャンを行って血流を描出する。これにより、造影剤を投与しなくても血管（血流）を確実に描出できる。

【0012】本発明で用いる3次元スキャンは、被検体のボリューム領域をイメージングするためのスキャンであり、いわゆる3次元フーリエ変換法に基づくスキャンのみならず、2次元フーリエ変換法で複数スライスを撮像するマルチスライス法に基づくスキャンを含む、ものとする。このマルチスライス法で本発明を実施する場合、心時相を表す信号への同期タイミングは各スライスで同一に設定される。

【0013】とくに、血管の走行方向とほぼ平行な方向に各スライスエンコード毎のデータ収集が行えるようにスライス方向を設定することが望ましい。また、位相エンコード方向を血管の走行方向に合わせることが望ましい。これにより、TOF法や位相コントラスト法のように撮像時間が長くなることもない。ECG同期の遅延時間を変えて例えば2回撮像したデータの差分を演算することで、動静脈を分離したMRA像を提供できる。

【0014】なお、本発明において言及している「短い繰返し時間TR」は、MRCP（MR Cholangio Pancreatography）などのT2値の長い部位をイメージングするときの従来法に基づくFASE（Fast Asymmetric SE）法による繰返し時間（5000ms～8000ms程度）との比較であって、この繰返し時間よりも短い、ことを意味している。この「短い繰返し時間TR」は、静止実質部のスピンの縦磁化の緩和を意図的に不十分な状態に置くことを狙っている。従来法との対比から、本発明における「短い繰返し時間TR」は、4心拍（4R-R）以下に設定される。

【0015】具体的な手段として、本発明に係るMRI装置の基本構成は、前記被検体の撮像領域から血流像を生成する装置であり、被検体の心時相を表す信号を収集する時相検出手段と、1スライスエンコード毎に3次元スキャン用パルスシーケンスを、前記心時相を表す信号に同期して実行するイメージング用スキャン手段とを備えたことを特徴とする。

【0016】好適には、前記パルスシーケンスは、繰返し時間を短く設定したRF励起パルスを含む。また、前記パルスシーケンスは、前記血流の走行方向とほぼ平行な方向に前記スライスエンコードに基づくデータ収集を行うためのスライス方向傾斜磁場を含む。さらに、前記パルスシーケンスは、前記血流の走行方向にほぼ一致する方向に位相エンコードを掛ける位相エンコード方向傾

斜磁場を含む。

【0017】例えば、前記3次元スキャン用パルスシーケンスは、ボリューム領域を撮像するための3次元フーリエ変換法又はマルチスライス法に拠るパルスシーケンスである。

【0018】また、一例として、前記時相検出手段は、前記被検体のECG信号を、前記心時相を表す信号として収集する手段であり、前記イメージング用スキャン手段はそのECG信号に現れるR波に同期して前記パルスシーケンスを実行する手段である。例えば、前記繰返し時間は、前記R波の出現周期の4倍以下のインターバルである。

【0019】また、前記ECG信号の前記R波から相異なる遅延時間それぞれにて前記被検体の撮像領域に対して準備用スキャンを行い複数組のエコー信号を収集する準備用スキャン手段と、前記エコー信号から前記複数の画像を生成する準備画像生成手段とを備え、前記イメージング用スキャン手段は、前記複数の画像から判断された前記遅延時間の最適値を取り込む手段と、この最適な遅延時間に同期して前記被検体の前記パルスシーケンスを実行する手段とを有していてもよい。

【0020】一方、前記心時相を表す信号に基づく相異なる心時相それぞれにて前記被検体の撮像領域に対して準備用スキャンを行い複数組のエコー信号を収集する準備用スキャン手段と、前記エコー信号から前記複数の画像を生成する準備画像生成手段とを備え、前記イメージング用スキャン手段は、前記複数の画像から判断された前記複数の心時相の中の最適心時相を取り込む手段と、この時相に同期して前記被検体の前記パルスシーケンスを実行する手段とを有することもできる。

【0021】また、前記イメージング用スキャン手段は、前記信号への同期タイミングを変えて前記パルスシーケンスを複数回実行して複数組の画像データを得るスキャン実行手段と、前記複数組の画像データから前記血流としての動静脈を相互に分離した画像データを得るデータ処理手段とを備えていてもよい。この場合、前記データ処理手段は、前記複数組の画像データに重みを加えて相互に差分して1組の差分画像データを得る差分演算手段と、前記1組の差分画像データから前記血流を描出する最終画像を生成する生成手段とを備える。例えば、前記生成手段は、前記1組の差分画像データから最大値投影（MIP）する処理である。

【0022】さらに、上述の各構成において、少なくとも前記イメージング用スキャン手段が前記パルスシーケンスを実行している間は前記被検体に息止めの遂行を指令する息止め指令手段を備える、ことが望ましい。

【0023】また、本発明の基本構成において、前記被検体の呼吸周期を検出する呼吸周期検出手段を備え、前記イメージング用スキャン手段は、前記時相検出手段が検出した信号及び前記呼吸周期検出手段が検出した呼吸

周期に同期して前記パルスシーケンスを実行する手段としてもよい。

【0024】また、上記基本構成において、前記被検体に試薬を投与した状態で前記時相検出手段および前記イメージング用スキャン手段を作動させるように構成してもよい。例えば、前記試薬は、前記被検体の血流に造影効果を付与する試薬である。この試薬は、例えば、生理食塩水またはブドウ糖である。一方、前記試薬は、前記被検体の血管を刺激する試薬であってもよい。この試薬は、酢酸または酢酸を含む飲料剤である。

【0025】上述の基本構成において、前記被検体に試薬を投与する前後において各別に前記イメージング用スキャンを実行させて複数組のMR信号を得る手段と、この複数組のMR信号から前記被検体の血流像を生成する手段とを備えていてもよい。

【0026】また、上述の各構成において、前記パルスシーケンスは、好適には、FSE法、FASE法、またはEPI法に基づいて形成されたパルス列から成る。

【0027】一方、本発明のMRイメージング方法は、被検体の撮像領域の血流を描出する方法であり、前記被検体の心時相を表す信号を収集し、1スライスエンコード毎に3次元スキャン用のパルスシーケンスを前記被検体の撮像領域に対して前記信号中の参照波形に同期した状態で実行することを特徴とする。

【0028】例えば、前記パルスシーケンスは、繰返し時間を短く設定したRFパルスを含む。また、前記パルスシーケンスは、前記血流の走行方向とほぼ平行な方向に前記スライスエンコードに基づくデータ収集を行うためのスライス方向傾斜磁場を含む。また、前記パルスシーケンスは、前記血流の走行方向にほぼ一致する方向に位相エンコードを掛ける位相エンコード方向傾斜磁場を含む。

【0029】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る実施の形態を説明する。

【0030】（第1の実施の形態）第1の実施の形態を図1～図10を参照して説明する。

【0031】この実施形態にかかるMRI（磁気共鳴イメージング）装置の概略構成を図1に示す。

【0032】このMRI装置は、被検体Pを載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部と、被検体Pの心時相を表す信号としてのECG信号を計測する心電計測部とを備えている。

【0033】静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石1と、この磁石1に電流を供給する静磁場電源2とを備え、被検体Pが遊挿される円筒状の開口部（診断用空間）の軸方向（Z軸方向）に静磁場H₀を発生させる。

なお、この磁石部にはシムコイル14が設けられている。このシムコイル14には、後述するホスト計算機の制御下で、シムコイル電源15から静磁場均一化のための電流が供給される。寝台部は、被検体Pを載せた天板を磁石1の開口部に退避可能に挿入できる。

【0034】傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交するX、Y及びZ軸方向の傾斜磁場を発生させるための3組（種類）のx、y、zコイル3x～3zを備える。傾斜磁場部はまた、x、y、zコイル3x～3zに電流を供給する傾斜磁場電源4を備える。この傾斜磁場電源4は、後述するシーケンサ5の制御のもと、x、y、zコイル3x～3zに傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

【0035】傾斜磁場電源4からx、y、zコイル3x～3zに供給されるパルス電流を制御することにより、物理軸である3軸X、Y、Z方向の傾斜磁場を合成して、互いに直交するスライス方向傾斜磁場G_s、位相エンコード方向傾斜磁場G_e、および読出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場G_rの各論理軸方向を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、および読出し方向の各傾斜磁場は、静磁場H₀に重畳される。

【0036】送受信部は、磁石1内の撮影空間にて被検体Pの近傍に配設されるRFコイル7と、このコイル7に接続された送信器8T及び受信器8Rとを備える。この送信器8T及び受信器8Rは、後述するシーケンサ5の制御のもとで動作する。送信器8Tは、核磁気共鳴（NMR）を励起させるためのラーモア周波数のRF電流パルスをRFコイル7に供給する。受信器8Rは、RFコイル7が受信したMR信号（高周波信号）を取り込み、これに前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A/D変換してMR信号のデジタルデータ（原データ）を生成する。

【0037】さらに、制御・演算部は、シーケンサ（シーケンスコントローラとも呼ばれる）5、ホスト計算機6、演算ユニット10、記憶ユニット11、表示器12、入力器13、および音声発生器16を備える。この内、ホスト計算機6は、記憶したソフトウェア手順（図示せず）により、シーケンサ5にパルスシーケンス情報を指令するとともに、装置全体の動作を統括する機能を有する。

【0038】このMRI装置は、予め選択した値の同期タイミング（心時相）に基づく心電同期法に拠るスキャンを行うことを特徴の1つとしている。ホスト計算機6は、図2に示すように、予め同期タイミングを決めるための準備用パルスシーケンスを実行する準備用スキャン（以下、ECG-prepスキャンという）、および、その同期タイミングに拠る心電同期でイメージング用パ

ルスシーケンスを実行するイメージング用スキャン（以下、イメージングスキャンという）を、図示しないメインプログラムを実行する中で行う。ECG-prepスキャンの実行ルーチンの一例を図3に、心電同期に基づくイメージングスキャンの実行ルーチンの一例を図7、8にそれぞれに示す。

【0039】シーケンサ5は、CPUおよびメモリを備えており、ホスト計算機6から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源4、送信器8T、受信器8Rの動作を制御するとともに、受信器8Rが出力したMR信号のデジタルデータを一旦入力し、これを演算ユニット10に転送するように構成されている。ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源4、送信器8Tおよび受信器8Rを動作させるために必要な全ての情報であり、例えばx、y、zコイル3x~3zに印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。

【0040】このパルスシーケンスとしては、フーリエ変換法を適用したものであれば、2次元（2D）スキャンまたは3次元スキャン（3D）のものであってもよいし、またそのパルス列の形態としては、高速SE法、EPI（Echo Planar Imaging；エコープラナーイメージング）法、FASE（Fast Asymmetric SE）法（すなわち、高速SE法にハーフフーリエ法を組み合わせたイメージング法）などが好適である。

【0041】また、演算ユニット10は、受信器8Rが出力したデジタルデータ（原データ）をシーケンサ5を通して入力し、その内部メモリ上のフーリエ空間（k空間または周波数空間とも呼ばれる）に原データ（生データとも呼ばれる）を配置し、この原データを1組毎に2次元または3次元のフーリエ変換に付して実空間の画像データに再構成する。また演算ユニットは、画像に関するデータの合成処理や差分演算処理を行うようになっている。この合成処理には、複数フレームの画像データに対応画素毎に加算する処理、複数フレームの画像データ間で対応ピクセル毎に最大値を選択する最大値投影（MIP）処理などが含まれる。また、上記合成処理の別の例として、フーリエ空間上で複数フレームの軸の整合をとって原データのまま1フレームの原データに合成するようにしてもよい。なお、加算処理には、単純加算処理、加算平均処理、重み付け加算処理などが含まれる。

【0042】記憶ユニット11は、再構成された画像データのみならず、上述の合成処理や差分処理が施された画像データを保管することができる。表示器12は画像を表示する。また入力器13を介して、術者が希望する同期タイミング選択用のパラメータ情報、スキャン条件、パルスシーケンス、画像合成や差分の演算に関する情報をホスト計算機6に入力できる。

【0043】音声発生器16は、ホスト計算機6から指令があったときに、息止め開始および息止め終了のメッセージを音声として発することができる。

【0044】さらに、心電計測部は、被検体の体表に付着させてECG信号を電気信号として検出するECGセンサ17と、このセンサ信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施してホスト計算機6およびシーケンサ5に出力するECGユニット18とを備える。この心電計測部による計測信号は、ECG-prepスキャンと心電同期のイメージングスキャンとのそれぞれを実行するときにシーケンサ5により用いられる。これにより、心電同期法の同期タイミングを適切に設定でき、この設定した同期タイミングに基づく心電同期のイメージングスキャンを行ってデータ収集できるようになっている。

【0045】次に、心電同期によるイメージングスキャンのための同期タイミングの決定処理を図3～図6を参照して説明する。

【0046】ホスト計算機6は、図示しない所定のメインプログラムを実行している中で、入力器13からの指令に応答して、図3に示すECG-prepスキャンを実行開始する。

【0047】最初に、ホスト計算機6は、ECG-prepスキャンを実行するスキャン条件およびパラメータ情報を入力器13から読み込む（同図ステップS1）。スキャン条件には、スキャンの種類、パルスシーケンス、位相エンコード方向などが含まれる。パラメータ情報には、心電同期の同期タイミング（時相）を決めるための初期時間 T_0 （ここでは、ECG信号中のR波のピーク値からの経過時間）、時間増分に刻み幅 Δt 、回数カウンタCNTの上限値などが含まれ、これらのパラメータは操作者に任意に設定できる。

【0048】次いで、ホスト計算機6は、シーケンスの実行回数をカウントする回数カウンタCNTおよび同期タイミングを決めるための時間の増分パラメータ T_{inc} をクリアする（CNT=0、 T_{inc} =0；ステップS2）。その後、ホスト計算機6は音声発生器16にメッセージデータを送出して、例えば「息を止めて下さい」といった息止め指令を被検体（患者）に対して行わせる（ステップS3）。この息止めは、ECG-prepスキャン実行中の被検体の体動を抑制する上で実施の方が好ましいが、場合によっては、息止めを実施しない状態でECG-prepスキャンを実行するようにしてもよい。

【0049】このように準備が整うと、ホスト計算機6はステップS4以降の処理を順次実行する。これにより、心電同期の同期タイミングを変更しながらのスキャン実行に移行する。

【0050】具体的には、R波のピーク到達時間からの遅延時間TDLが、 $TDL = T_0 + T_{inc}$ により演算される（ステップS4）。次いで、ECGユニット18

11

で信号処理されたECG信号が読み込まれ、その信号中のR波のピーク値が出現したか否かが判断される（ステップS5）。この判断処理はR波出現まで繰り返される。R波が出現すると（ステップS5、YES）、ステップS4で演算したその時点の遅延時間TDLがR波ピーク時間から経過したかどうかが続いて判断される（ステップS6）。この判断処理も遅延時間TDLが経過するまで続けられる。

【0051】R波のピーク時刻から遅延時間TDLが経過すると（ステップS6、YES）、各回のパルスシーケンスの開始をシーケンサ5に指令する（ステップS7：図4参照）。このパルスシーケンスは好ましくは、後述するイメージング用パルスシーケンスと同一に設定され、例えば、高速SE法にハーフフーリエ法を組み合わせたFASE（Fast Asymmetric SE）法である。勿論、このシーケンスには高速SE法、EPI法など、各種のものを採用できる。この指令に回答し、シーケンサ5は操作者から指令された種類のパルスシーケンスの実行を開始するので、被検体の所望部位の領域がスキャンされる。このECG-Prepスキャンは、例えば、画像データ収集用の本スキャン（イメージングスキャン）が3次元（3D）法の場合、2次元（2D）スキャンで行ってもよいし、その本スキャンの領域に合わせた3次元スキャンで行ってもよい。

【0052】上記シーケンス実行開始の指令後、回数カウンタCNT=CNT+1の演算が行われ（ステップS8）、さらに、時間の増分パラメータTinc=ΔT・CNTの演算が行われる（ステップS9）。これにより、パルスシーケンスの実行を指令した各回毎に回数カウンタCNTのカウント値が1ずつ増加し、また同期タイミングを調整する増分パラメータTincがそのカウント値に比例して増加する。

【0053】次いで、各回のパルスシーケンスの実行に必要な予め定めた所定期間（例えば500～1000msec程度）が経過するまでそのまま待機する（ステップS10）。さらに回数カウンタCNT=予め定めた上限値になったか否かを判断する（ステップS11）。同期タイミングを最適化させるために、遅延時間TDLを各種の時間値に変更しながら、例えば5枚の2次元像を撮影する場合、回数カウンタCNT=5に設定される。回数カウンタCNT=上限値に到達していない場合（ステップS11、NO）、ステップS5の処理に戻って上述した処理が繰り返される。反対に、回数カウンタCNT=上限値に到達した場合（ステップS11、YES）、息止め解除の指令が音声発生器16に出され（ステップS12）、その後の処理はメインプログラムに戻される。息止めの音声メッセージは例えば「息をして結構です」である。

【0054】上述の処理を順次実行すると、一例として、図4に示すタイミングで準備用のパルスシーケンス

12

が実行される。例えば、初期時間T0=300msec、時間刻みΔT=100msecを指令していたとすると、第1回目のシーケンスに対する遅延時間TDL=300msec、第2回目のそれに対する遅延時間TDL=400msec、第3回目のそれに対する遅延時間TDL=500msec、…といった具合に同期タイミングを決する遅延時間TDLが調整される。このため、息止め指令後の最初のR波がピーク値に達すると、その到達時刻から遅延時間TDL（=T0）後に、例えばFASE法に基づく第1回目のスキャンIMGprep1が所定時間（500～1000msec）継続し、エコー信号が収集される。このシーケンス継続中に次のR波が出現した場合でも、図3のステップS10の待機処理があるので、このR波出現には何等関与されずに、シーケンスは続けられる。つまり、ある心拍に同期して開始されたシーケンスの実行処理は次の心拍にまたがって続けられ、エコー信号が収集される。

【0055】そして、回数カウンタCNTが所定値に到達していない場合、ステップS5～ステップS11の処理が再び実行される。このため、図4の例では、3番目のR波が出現してピーク値に達すると、この到達時点から遅延時間TDL=T0+Tinc=400msecが経過した時点で、第2回目のスキャンIMGprep2が所定時間継続し、同様にエコー信号が収集される。このスキャンが終わって次のR波が出現すると、遅延時間TDL=T0+2・Tinc=500msecが経過すると、第3回目のスキャンIMGprep3が所定時間継続し、同様にエコー信号が収集される。さらに、このスキャンが終わって次のR波が出現すると、遅延時間TDL=T0+3・Tinc=600msecが経過すると、第4回目のスキャンIMGprep3が所定時間継続し、同様にエコー信号が収集される。このスキャンが所望回数、例えば5回続き、合計5フレーム（枚）の同一断面のエコーデータが収集される。

【0056】エコーデータは順次、受信器8Rおよびシーケンサ5を経由して演算ユニット10に送られる。演算ユニット10はk空間のエコーデータを2次元フーリエ変換法により実空間の画像データに再構成する。この画像データはMRA像データとして記憶ユニット11に記憶される。ホスト計算機6は、例えば入力器13からの操作信号に回答して、このMRA像を順次、シネ（CINE）表示する。

【0057】このように、心電同期の遅延信号（同期タイミング）をダイナミックに変更した状態でエコーデータを収集・再構成した複数枚のMRA像の表示例を図5（a）～（e）に示す。これらの図は、2D-FASE法（実効TE（TEeff）=40ms、エコー間隔（ETS）=5ms、ショット数=1、スライス厚（ST）=40mm、スライス枚数（NS）=1、加算枚数（NAQ）=1、マトリクスサイズ=256×256、

FOV=40×40cm、実際のスキャン時間=500ms程度)、かつ、位相エンコード方向=図の上下方向(体軸方向)に設定して実験した肺野の画像写真を模写した図である。この画像で目的としているエンティティとしての血流は下行大動脈である。同図において遅延時間TDLはそれぞれ、(a)でTDL=300msec、(b)でTDL=400msec、(c)でTDL=500msec、(d)でTDL=600msec、(e)でTDL=700msec、となっている。

【0058】これらのシネ表示像を目視観察すれば、大動脈流からのエコー信号が最も強く表れているのは、同図(e)のMRA像である。ほかの(a)～(d)のMRA像の場合、(e)に比べて、大動脈流の写っている範囲が極く一部または短い範囲であって、拍動に伴う血流の速度が低いなどの要因から、エコー信号の強度が相対的に低く、フローボイド現象に近い状態になっている。つまり、肺野において大動脈流のMRA像を得る場合、この実験の場合には、同図(e)の状態、すなわち遅延時間TDL=700msecが最適となる。これにより、心電同期の同期タイミングは、R波のピーク到達時刻から遅延時間TDL=700msec後の時刻ということが判明する。

【0059】したがって、操作者は、このように遅延時間TDLをダイナミックに変えて撮像した複数枚のMRA像から最適な画像、すなわち最適な遅延時間TDLを目視判定で決し、この遅延時間のパラメータを引き続き行うイメージングスキャンに反映させる処理を行う。

【0060】さらに、上述したECG-prepスキャンにおいて、位相エンコード方向を大動脈流の走行方向に沿った方向(体軸方向)に意図的に設定している。これにより、位相エンコード方向をそれ以外の方向に設定した場合に比べて、大動脈流の走行方向(方向性)を欠落または落とさずに、より明瞭に撮像することができ、その描出能に優れている。この理由を以下に述べる。

【0061】一般に、肺血管や肝臓の血管(門脈)に代表される血流はT₂時間が若干短い(T₂=100~200ms)ことが知られている。このT₂時間の短めの血流は、T₂時間が長いCSFや関節液(T₂>200ms)に比べて、信号の半値幅が広がることが分かっている。このことは、例えば、文献「R. Todd Conson-table and John C. Gore, "The loss of small objects in Variable TE imaging: Implications for FSE, RARE, and EPI", Magnetic Resonance in Medicine 28, 9-24, 1992」に示されている。同文献によると、T₂時間の異なる物質に対する信号値の広がり、図6に示すように、"points spread function"によって表される。同図のグラフは、静磁

場=1.5T、T_{eff}=240ms、エコー間隔(ETS)=12msのときのもので、横軸が位相エンコード方向の画像上の画素数を表し、縦軸が任意単位の信号強度である。これによると、T₂=2000msのCSFや関節液に比べて、T₂=200msの血液(動脈)はその半値幅が広がっている。これは、T₂=200msの血液(動脈)はCSFや関節液よりも、見掛け上、1画素当たりの位相エンコード方向の幅が伸びているのと等価であると言える。したがって、T₂=200msの血液(動脈)は、CSFや関節液に比べて、画像全体が位相エンコード方向に余計にぼけることを示している。

【0062】そこで、位相エンコード方向をほぼ血流方向に一致させることで、T₂時間が短い血液の位相エンコード方向の信号値のピクセル上の広がり(ぼけ)の度合いが、T₂時間が長いものよりも大きいことを積極的に利用でき、血流方向が強調されるのである。したがって、上述したように、心電同期のための最適なMRA像(すなわち最適な遅延時間)を選択するときに、その選択がより容易化される。

【0063】次に、この実施形態のイメージングスキャンの動作を図7~図10を参照して説明する。

【0064】ホスト計算機6は、図示しない所定のメインプログラムを実行し、その一環として、入力器13からの操作情報にตอบสนองして図7に示す処理を実行する。

【0065】これを詳述すると、ホスト計算機6は、最初に、前述したECG-prepスキャンを通して操作者が決めた最適な遅延時間TDLを例えば入力器13を介して入力する(ステップS20)。次いで、ホスト計算機6は操作者が入力器13から指定したスキャン条件(位相エンコードの方向、画像サイズ、スキャン回数、スキャン間の待機時間、スキャン部位に応じたパルスシーケンスなど)および画像処理法の情報(加算処理か最大値投影(MIP)処理かなど。加算処理の場合には、単純加算、加算平均処理、重み付け加算処理のいずれかなど)を入力し、遅延時間TDLを含むそれらの情報を制御データに処理し、その制御データをシーケンサ5および演算ユニット10に出力する(ステップS21)。

【0066】次いで、スキャン前の準備完了の通知があったと判断できると(ステップS22)、ステップS23で息止め開始の指令を音声発生器14に出力する(ステップS23)。これにより、音声発生器14は、ECG-prepスキャン時と同様に「息を止めて下さい」といった内容の音声メッセージを発するから、これを聞いた患者は息を止めることになる(図9参照)。

【0067】この後、ホスト計算機6はシーケンサ5にイメージングスキャン開始を指令する(ステップS24)。

【0068】シーケンサ5は、イメージングスキャン開始の指令を受けると(ステップS24-1)、ECG信

15

号の読み込みを開始し(ステップS24-2)、ECG信号におけるR波(参照波形)のピーク値の所定n回目の出現を、そのピーク値に同期させたECGトリガ信号から判断する(ステップS24-3)。ここで、R波の出現をn回(例えば2回)待つのは、確実に息止めに移行した時期を見計らうためである。所定n回目のR波が出現すると、設定した遅延時間 T_{DL} だけ待機する処理を行う(ステップS24-4)。この遅延時間 T_{DL} は、前述したように、ECG-p r e p スキャンにより対象とする血流や組織を撮像する上で最もエコー信号の強度が高くなり、そのエンティティの描出能に優れた値に最適化されている。

【0069】この最適な遅延時間 T_{DL} が経過した時点で最適な心電同期タイミングであるとして、シーケンサ5はイメージングスキャンを実行する(ステップS24-5)。具体的には、既に記憶していたパルスシーケンス情報に応じて送信器8Tおよび傾斜磁場電源4を駆動し、例えば3次元F A S E法のパルスシーケンスに基づく1回目のスキャンが図9に示す如く心電同期で実行される(同図において位相エンコード方向傾斜磁場の図示は省略されている)。このとき、位相エンコード方向P Eは指定されている方向、例えば図10に示すように、血流(動脈A R、静脈V E)の流れる方向にほぼ一致させる。また、このパルスシーケンスにおけるエコー間隔は5m s e c程度に短縮される。これにより、最初のスライスエンコード量S E 1の元、約600m s e c程度のスキャン時間で、例えば同図に示す如く下腹部に設定した3次元撮像領域R i m aからエコー信号が収集される。

【0070】この1回目のイメージングスキャンが終了すると、シーケンサ5は、最終のイメージングスキャンが完了したかどうかを判断し(ステップS24-6)、この判断がN O(最終スキャンが済んでいない)の場合、ECG信号を監視しながら、例えばイメージングスキャンに使用したR波から例えば2心拍(2 R-R)と、短めに設定した期間が経過するまで待機し、静止している実質部のスピンの縦磁化の回復を積極的に抑制する(ステップS24-7)。つまり、この待機期間が繰返し時間 T_R となる。

【0071】この繰返し時間 T_R は、M R C PなどによりイメージングするときのF A S E法による繰返し時間(5000m s ~ 8000m s程度)に比べて、短く設定される。これにより、静止実質部のスピンの縦磁化の緩和を意図的に不十分にすることができる。従来法との対比から、この繰返し時間 T_R は4心拍(4 R-R)以下に設定される。

【0072】このように例えば2 R-R分に相当する期間待って、例えば3個目のR波が出現すると(ステップS24-7, Y E S)、シーケンサ5は前述したステップS24-4にその処理を戻す。これにより、その3個

16

目のR波ピーク値に同期したECGトリガ信号から指定遅延時間 T_{DL} が経過した時点で次のスライスエンコード量S E 2に応じて2回目のイメージングスキャンが前述と同様に実行され、3次元撮像領域R i m aからエコー信号が収集される(ステップS24-4, 5)。以下同様に、最終のスライスエンコード量S E n(例えばn=8)までエコー信号が収集される。

【0073】スライスエンコード量S E nでの最終回のイメージングスキャンが終わると、ステップS24-6における判断がY E Sとなり、シーケンサ5からホスト計算機6にイメージングスキャンの完了通知が出力される(ステップS24-8)。これにより、処理がホスト計算機6に戻される。

【0074】ホスト計算機6は、シーケンサ5からのスキャン完了通知を受けると(ステップS25)、息止め解除の指令を音声発生器16に出力する(ステップS26)。そこで、音声発生器16は、例えば「息をして結構です」といった音声メッセージを患者に向けて発し、息止め期間が終わる(図9参照)。

【0075】したがって、図9に模式的に示す如く、例えば2 R-R毎に心電同期によるイメージングスキャンが例えば3 D-F A S E法に基づきn回(例えば8回)実行される。

【0076】患者Pから発生したエコー信号は、各回のスキャン毎に、R Fコイル7で受信され、受信器8Rに送られる。受信器8Rはエコー信号に各種の前処理を施し、デジタル量に変換する。このデジタル量のエコーデータはシーケンサ5を通して演算ユニット10に送られ、メモリで形成される3次元k空間に配置される。ハーフフーリエ法を採用していることから、収集しなかったk空間のデータは演算により求められ、k空間に埋められる。このようにk空間全部にエコーデータが配置されると、3次元フーリエ変換が実行され、エコーデータが実空間の画像データに変換される。この画像データはさらにM I P処理により2次元断層像データに変換される。この断層像データは記憶ユニット11に格納されるとともに、表示器12に表示される。

【0077】本発明者は、上述した構成の効果を確認するため、腹部の大動脈を描出したコロナル像の撮像を行った。静磁場は0.5 Tとし、使用したパルスシーケンスは3 D-F A S E法のシーケンス($T E_{eff}=24.8m s$, $E T S=6.2m s$)で、 256×256 のマトリクスを、3心拍(3 R-R)毎に8スライスエンコード量で実行し、腹部のコロナル像をM I P処理により得た。位相エンコード方向は上下(患者の体軸方向)に設定した。ECG遅延時間は600m sとした。全体の撮像時間は約23秒で、1回息止めで行った。この結果、優れた血管描出能を確認できた。

【0078】このように、1スライスエンコード毎の繰返し時間 T_R が2 R-Rや3 R-Rといった短めに設定

17

することで、静止実質部の縦磁化緩和を積極的に不十分に、実質部からの信号値を抑制できる。

【0079】しかも、ECG同期によって1心拍毎に流れてくる流速の比較的速い血液を描出できる。スライスエンコード毎に、血流が安定した拡張期にスキャンを実行させる最適な遅延時間TDLに拠る心電同期法であるので、血流を確実に捕捉でき、かつ、心臓から吐出されたフレッシュな血液を常にスキャンできる。本発明者は、このMRアンギオグラフィの手法を「FBI (Fresh Blood Imaging) 法」と名付けた。

【0080】R波出現の直後に発生する乱流的な時間帯を回避し、血流状態が比較的安定している時間帯を選択してスキャンできる。これにより、乱流的な血流の影響を排除でき、安定した血流状態でのエコー信号をk空間の位相エンコード方向の中心域に配置して、再構成画像のコントラストを高めることはできる。

【0081】したがって、血流の描出能に優れたMRアンギオグラフィを提供できる。

【0082】また、繰返し時間TRおよびエコー間隔を短く設定するとともに、位相エンコード方向を血管走行方向にほぼ一致させ、かつ、スライス方向を患者の冠状方向の前後（前から背中に抜ける）にとるので、TOF法などのような血流と垂直に撮影する手法と比較して、全体のスキャン時間が短くなる。さらに、スライス方向の撮像範囲（長さ）が短くなり、スライスエンコードの印加回数が少なくて済むので、全体の撮像時間が従来のTOF法や位相エンコード法に比べて大幅に短縮される。これにより、患者の負担も少なく、患者スループットも上がる。

【0083】これに付随して、全体の撮像（複数回のイメージングスキャン）が1回の息止め可能期間内に終わることができるから、患者の負担も著しく少なくなる。

【0084】さらに、造影剤を投与しなくても済むので、非侵襲に撮像でき、この点からも患者の精神的、体力的な負担が著しく軽くなる。同時に、造影効果のタイミングを計る必要があるなど、造影法固有の煩わしさからも解放されるとともに、造影法と違って、必要に応じて繰返し撮像が可能になる。

【0085】さらに、位相エンコード方向を血管の走行方向と一致又は略一致させているので、ピクセルのぼけ（blurring）を積極的に利用でき、これにより、血管の走行方向の描出能にも優れている。撮像部位の血管走行方向に応じて位相エンコード方向を変えることで、多様な部位に容易に対処できる。

【0086】また、高速SE系のパルスシーケンスを使用しているので、サスセプタビリティや形態の歪みの点での優位性も当然に享受することができる。

【0087】さらに、心電同期の同期タイミングが予め最適化されるから、撮像のやり直しを行う必要も殆ど無

18

くなり、操作者の操作上の負担も軽減するとともに、患者スループットの向上も可能になり、さらに患者の負担も軽減または抑制される。

【0088】さらに、上述した実施形態の場合、1回の息止め期間に全部のイメージングスキャンを終えるようにしている。このため、肺などの周期的運動による体動アーチファクトの発生を抑制できるとともに、複数回にわたって息止め撮像をするときの患者の体自体の位置ずれに因る体動アーチファクトの発生も合わせて低減できる。これにより、アーチファクトのより少ない高品質の画像を提供できる。

【0089】ところで、本実施形態によれば、位相エンコード方向を変えて収集したエコーデータの複数枚の画像から新規な合成画像を得ることができる。この合成画像はエンコード方向の変更制御に拠って、とくに、T2時間の短めな血流の描出能に優れている。

【0090】（第2の実施形態）本発明の第2の実施形態を図11、12に基づき説明する。この実施形態のMRI装置は、上述した実施形態の構成を更に展開したもので、ECG同期の遅延時間を変えて撮像し、この撮像による複数のMRA原画像を相互に差分することで特定の血管のみを描出することを特徴とする。

【0091】なお、本実施形態のハード構成は第1の実施形態で説明したものと同一または同等である。

【0092】図11に概略示す如く、ホスト計算機6は、例えば大動脈などの特定血管を描出する指令が出されると（ステップS31）、シーケンサ5にECG遅延時間 $TDL = \alpha 1$ （例えば100ms）と $TDL = \alpha 2$ （ $\neq \alpha 1$ ：例えば500ms）とのイメージングスキャンを指令する（ステップS32、S33）。この複数種の遅延時間TDLはその値が異なっていれば適宜な値に設定でき、描出対象の血管の種類に応じて、ECG-p r e p スキャンなどにより予め決めて記憶していてもよいし、その都度、撮像条件の一部としてオペレータに入力させるようにしてもよい。

【0093】この複数種の遅延時間TDLそれぞれに基づき複数回撮像された原データは、前述と同様に、演算ユニット10に格納されて画像再構成演算が実施される（ステップS34）。次に、ホスト計算機6は、演算ユニット10に、再構成された複数組の画像データ同士でのピクセル毎の重み付け差分演算を指令する（ステップ35）。

【0094】これにより、一例として図12に模式的に示すように、例えばECG遅延時間 $TDL = 100ms$ の3次元画像データの組と、 $TDL = 500ms$ の3次元画像データの組との間で重み付け差分演算がなされる。同図（a）に示すように、ECG遅延時間 $TDL = 100ms$ が短いと、ポンプ（拍出）された血液が乱流であるためフローボイドになり、動脈ARの信号値が殆ど零となって（実際の画像写真では黒く表される）、静

19

脈VEの信号のみが収集される。これに対して、同図(b)に示すように、ECG遅延時間 $T_{DL}=500\text{ms}$ と適宜な値である場合、動脈ARおよび静脈VEの信号が共に適宜な強さで収集される。したがって、同図(a)、(b)の画像データをピクセル毎に相互に重み付け差分することで、同図(c)に示す如く動脈ARのみを描出する3次元の画像データを得る。同図の場合、同図(a)、(b)の画像データに対して、「(b) - k · (a)」の重み付け係数kを用いた差分演算が実施される。重み付け係数kは、静脈VEの画像データが差分演算によって良好に相殺されるように決められている。

【0095】次いで、ホスト計算機6は演算ユニット10に対し、差分された画像データにMIP処理を指令し(ステップS36)、次いで、それを表示させる(ステップS37)。これにより、動脈ARを好適に描出したMRA像が提供される。

【0096】これにより、前述した第1の実施形態と同等の作用効果を得ることができ、加えて、所望の血管のみを確実に描出できるから、とくに動静脈を分離したMRA像を提供して診断能の向上に寄与することができる。

【0097】なお、本発明における上述した差分演算は、ECG遅延時間が異なる2組の3次元原データ(k空間データ)同士で差分演算を行い、その後、再構成/MIP処理を行うようにしてもよい。

【0098】(第3の実施形態)本発明の第3の実施形態を図13に基づき説明する。

【0099】この実施形態のMRI装置は、心電同期法によるイメージングスキンの別の例に関し、とくにMTパルスの印加に特徴を有する。本発明に拠るFBI法に関しては、前述したFBI法独特の設定および構成を継承している。

【0100】ハードウェア構成およびイメージング処理は前述した第1又は第2の実施形態と同一または同様である。

【0101】本実施形態では、ECG同期法の遅延時間 T_{DL} (同期タイミング)がECG-preスキンのにより収集される画像を用いて最適値に設定された後、図13に示すイメージングスキンが前述と同様の手順でシーケンス5により指令される。このイメージングスキンには息止め法も併用される。

【0102】図13に示すパルスシーケンスの列は、各列毎に、ECG信号のR波に所定遅延時間 T_{DL} をもって同期する。各ショット(RF励起)毎のパルスシーケンスは、最初に印加される事前シーケンス SQ_{pre} と、これに続くデータ収集シーケンス SQ_{acq} から成る。

【0103】事前シーケンス SQ_{pre} は、MT効果を生じさせるMTパルス列 P_{MT} と、このMTパルス列P

20

MTの印加後に印加する傾斜磁場スボイラーパルス SP_s , SP_r , SP_e を含む。MTパルス列 P_{MT} は、MTパルスとして順次印加する複数個の励起用のRFパルス P_1 , P_2 , P_3 , ..., P_n と、これらのMTパルスと並行して印加するスライス用傾斜磁場パルス G_s とから成る。

【0104】スライス用傾斜磁場パルス G_s の印加強度 $=G_{s1}$ は、MTパルスの印加が、目的とする撮像領域に対してはオフ・レゾナンスなRF励起となるように設定される。一例として、このスライス用傾斜磁場パルス G_s に拠る選択領域が、撮像領域(このとき $G_s=G_{s2}(G_{s1})$)とは異なるギャップレスまたはギャップ有りの位置になるように設定されている。

【0105】各MTパルス P_1 (P_2 , P_3 , ..., P_n)は、一例としてSINC関数で形成され、このパルス印加に伴うスピンのフリップ角 FA =例えば 90° になるように強度設定されている。MTパルス P_1 , P_2 , P_3 , ..., P_n の総個数は一例として10個に設定されている。

【0106】つまり、本実施形態では、大きなフリップ角度 FA (例えば $500^\circ \sim 1000^\circ$)のMTパルスを1個、スライス選択で印加する従来の構成に代えて、このMTパルスを複数個に分割して順次、印加するMTパルス列の構成を採る。

【0107】各MTパルス P_1 (P_2 , P_3 , ..., P_n)に与えられるフリップ角度 FA は、MTパルス列全体で所望のMT効果を引き起こせるように分割した値(好適な例としては $90^\circ \sim 100^\circ$)であるとともに、その個数もMTパルス列全体のMT効果および撮像時間との兼ね合いによって適宜な数(5個~10個)に決められる。この分割された個々のMTパルスの印加時間は、 $1300\mu\text{sec}$ 程度と、従来のスライス選択MTパルスよりも、分割した分だけ、短くなっている。

【0108】さらに、MTパルス列における分割化MTパルス間の時間間隔 Δt は、MTパルス印加領域の実質部の水/脂肪のMT効果を最適化できる値に設定されている。この時間間隔 Δt は測定部位に拠っても異なり、また、場合によっては $\Delta t=0$ に設定することもできる。

【0109】一方、スライス方向、読出し方向、および位相エンコード方向の3方向に入れた傾斜磁場スボイラーパルス SP_s , SP_r , SP_e は、事前シーケンス SQ_{pre} におけるエンドスボイラとして使用される。このため、傾斜磁場スボイラーパルス SP_s , SP_r , SP_e のそれぞれは、複数個の分割化MTパルス印加後においてスピン位相を各方向毎に分散させ、事前シーケンスとデータ収集シーケンスとの間でスピン位相の干渉を排除し、疑似エコーの発生を防止するようにしている。なお、このスボイラーパルスは任意の1方向または2方向のみに印加するようにしてもよい。

21

【0110】データ収集シーケンス SQ_{acq} は、前述した図9のものと同一に形成されている。

【0111】このように、事前シーケンス SQ_{pre} において、分割された複数個のMTパルス P_1, \dots, P_n を使用することで、撮像領域の実質部（静止部）からのエコー信号はMT効果で低減し、かつ、この撮像領域に流入する血流（動脈および／または静脈）に生じるMT効果が緩和（低減）する。つまり、複数個に分割された短いMTパルスに拠って、流れている又はタンブリング（*tumbling*）している血流の見掛けの縦緩和 T_1 時間が短くなって、MT効果の効き方が低減する一方で、実質部（静止部）には複数の分割MTパルスの和として働いた分の信号値低減効果があるので、撮像領域への流入血流（血液）と実質部との間の画像コントラストが従来の1個のMTパルス（印加時間が長く、フリップ角が大きい）を使ったMT効果よりも格段に向上する。

【0112】したがって、本実施形態によれば、前述したFBI法に基づく作用効果に加え、アーチファクトが少なく、流入血流／実質部間の画像コントラストが従来のMTパルスを使用した場合よりも格段に改善されたMRA像を提供することができる。

【0113】なお、複数の分割化MTパルスを印加する手法は図13記載のものに限らず、図14、15のように変形して実施することもできる。

【0114】図14に示す印加法によれば、複数個の分割化MTパルスの印加時にスライス用傾斜磁場 G_s のパルスも複数個印加する構成に代えて、複数個の分割化MTパルスを印加している間、スライス用傾斜磁場 G_s のパルス1個が、連続して印加される。これにより、MTパルス列 PMT の印加に必要な時間が短かくて済み、全体の撮像時間も短縮させることができる。また、図15に示すMTパルスの印加法の場合、傾斜磁場パルスはいずれの方向にも印加されず、分割化MTパルスが単独で印加される。これにより、複数の分割化MTパルス空間非選択的に印加される。このため、分割化MTパルスは広い領域にわたって印加され、スライスやスラブに限定されない。なお、図14、15において、読出し方向および位相エンコード方向の傾斜磁場軸の図示は省略している。

【0115】（第4の実施形態）本発明の第4の実施形態を図16、17を参照して説明する。

【0116】この実施形態に係るMRI装置は、前述したECG同期法に呼吸同期を併用することを特徴とする。

【0117】このため、MRI装置は、図16に示すように、被検体の胸部に当接され且つ胸郭運動に比例する信号を検知する呼吸センサ（電極）19と、このセンサ19の検知信号から呼吸曲線データを演算し、被検体の呼吸周期の所望期間（例えば呼吸期間）に同期させた同期信号を出力する呼吸同期ユニット20とを付加してい

22

る。なお、呼吸センサおよび呼吸同期ユニットは、そのほかの構成、例えば、腹筋の運動を光学的な変量として検知することで呼吸周期を検出する構成であってもよいし、呼吸に伴うガス流を回転翼で検知する構成を用いた装置であってもよい。

【0118】呼吸同期ユニット20が出力した呼吸同期信号はシーケンサ5に送出される。シーケンサ5は、ECG信号および呼吸同期信号の両方を用いて、前述した各実施形態に記載のイメージングスキャンを実行する。このMRI装置のそのほかの構成は前述したものと同一である。

【0119】シーケンサ5は、図17に示す如く、呼吸運動の例えば呼吸期間の開始から所定遅延時間 T_k の経過を監視する。そして、この遅延時間 T_k が経過すると、その後に発生するECG信号のR波からの遅延時間 T_{DL} が経過するタイミングを監視する。このタイミングが到来すると、前述したように、各スライスエンコード量毎のスキャンを実行する。

【0120】このようにして、ECG同期法と呼吸同期法とを併用したFBI法に基づく3次元スキャンを実行できる。このため、前述したFBI法に拠る様々な作用効果に加え、被検体は息止めが不要になるので、被検体の負担が緩和された撮像になる。また、息止め指令に伴うオペレータの操作上の負担も軽減される。

【0121】（第5の実施形態）本発明の第5の実施形態を図18～20を参照して説明する。

【0122】この実施形態は、各種の試薬を被検体に投与し、その試薬の造影効果を、又は、その試薬に刺激された対象の機能をイメージングすることを特徴とする。

【0123】本発明で用いる試薬は、従来から用いられている $Gd-DTPA$ などのMR造影剤ではなく、生理食塩水、ブドウ糖などの注射薬、及び、酢酸を含む飲料剤、すなわち経口投与型の試薬である。前者の注射薬を用いた場合、その造影効果により画像化がなされる。後者の飲料剤としては、患者が飲み易いように酢酸に他の成分を混合した飲料剤が好適である。

【0124】この試薬投与を組み込んだイメージング法の基本的なシーケンスおよび画像生成の流れの一例を図18に示す。このシーケンスは、ホスト計算機6の制御のもと、シーケンサ5および演算ユニット10により実行される。このシーケンスに関わるスキャンの実行および画像生成に関わるデータ処理は、前述した実施形態記載のものと同一または同等である。

【0125】最初に前述したECG-*prep*スキャンが行われ、心電同期に最適な遅延時間 T_{DH} を求められる。この後、試薬投与前の心電同期イメージングスキャン(1)が前述したFBI法に基づいて実施される。このイメージングスキャン(1)には息止めが指令される。

【0126】次いで、試薬が被検体に投与される。この

23

試薬が生理食塩水又はブドウ糖のときには、一例として、注射により100cc程度、投与される。試薬が酢酸を含む飲料剤であるときには一例として、10cc程度、経口投与される。この投与の後、適宜な時間、待機する。この後、試薬投与後の心電同期イメージングスキャン(2)が前述したFBI法に基づいて同様に実施される。このイメージングスキャン(1)には息止め法が併用される。

【0127】この2回のイメージングスキャンに用いられるパルスシーケンスは、共に、前述したT2値のblurringによる強調効果が得られるシーケンス、例えばFSE法、FASE法、EPI法などに基づく3次元スキャン法が好適である。

【0128】なお、試薬を投与して状態でTOF法やPS法によりイメージングを行う構成も可能である。

【0129】試薬として生理食塩水又はブドウ糖を注射投与したときには、血液のT2値が上がり、つまり、T2緩和時間が長くなって、造影効果が発揮される。この結果、血液から検出するエコー信号の強度が上がり、SNRが向上する。一方、試薬として、酢酸を含む飲料剤を用いた場合、投与された飲料剤中の酢酸成分が血管系、とくに門脈を刺激し(反射)、血管を拡張させる。この結果、血流量が増え、血流から検出するエコー信号の強度が上がり、SNRが向上する。

【0130】これらのイメージングスキャンで発生したエコー信号はそれぞれ受信器8R、シーケンサ5を介して演算ユニット10に収集され、3次元画像データとして再構成される(図18、ステップS51a、S51b、S52a、S52b)。この後、2組の3次元画像データは、演算ユニット10により、一例として、互いの画素毎の差分処理に付される(ステップS53)。次いで、この差分結果のデータはMIP処理され、表示及び格納される(ステップS54、S55)。

【0131】一方、図19に、試薬投与後にダイナミックスキャンを行うときのシーケンスの流れを示す。試薬を投与した後、または、投与を開始した後、一定時間毎にボリューム領域の3次元スキャンにより撮像を行い、試薬に関わる体内での時間変化データを特定する。この3次元スキャンには、3次元フーリエ変換法に基づくFBI法のパルスシーケンスが、または、2次元フーリエ変換法に基づくFBI法のマルチスライス法(スライス毎の心電同期遅延時間が同じ)が適用される。

【0132】本発明者は、この試薬投与をFBI法に適用して実際の実験でその効果を確認した。1つの実験は、生理食塩水を約150cc注射投与し、その前後の肺野の画像を1.5T(静磁場)のMRI装置でイメージングし、それらを比較した。この実験に用いたパルスシーケンスは3D-FASE法のシーケンスであり、そのイメージングパラメータは、TE_{eff}=60ms、TR=3R-R、TI=180ms、マトリクスサイズ

24

=256×256、ETS=5ms、FOV=37cm×37cm²、解像度=1.4mm(RO)×1.4mm(PE)/2mm(slice)である。これにより、肺動脈の明瞭な信号強度差と細かい血管の描出能の向上を確認した。これは、水成分が血管内に投与されたことで、T2値のblurringの影響が減少したことによると考えられ、血管がシャープに描出できた。

【0133】別の実験は、酢酸約20ccを経口投与し、その前後の胸腹部の画像を0.5T(静磁場)のMRI装置でイメージングし、それらを比較した。この実験に用いたパルスシーケンスは、3D-FASE法のシーケンスであり、そのイメージングパラメータは、TE_{eff}=62ms、TR=3R-R、TI=140ms、マトリクスサイズ=256×256、ETS=6.2ms、FOV=37cm×37cm²、解像度=1.4mm(RO)×1.4mm(PE)/2mm(slice)である。図20(a)、(b)にそれらの画像を手で模式的に書き写して示す。同図(a)は酢酸投与前の模写画像で、同図(b)は酢酸投与後の模写画像である。これらを比較すれば分かるように、投与後の画像は、投与前のものに比較して、血管の顕著な信号差と脈間系の描出能が大幅に向上していることが確認された。これは、前述したように、酢酸成分が門脈を刺激したことによるものである。また、この刺激により、胃部の血管までも描出された。このように、投与する刺激物(試薬)により血管の機能を測定できることが分かった。

【0134】とくに、同図(b)の投与後の画像には、同図(a)の投与前の画像には全く現れていなかった、非常に細い血管B_{thin}まで確認できた。MR造影剤Gd-DTPAを投与するMTアンギオの場合、側副血行路(collateral vessels)などの細い血管は、造影効果の時間変化に依存しない。このため、血管に狭窄などがあって側副血行路ができた場合、そのような血行路を造影アンギオでは描出できない。これに対し、本発明の酢酸投与を行うFBI法のイメージングによれば、かかる側副血行路も描出できるものと期待できる。

【0135】従来、BOLD(Blood Oxygenation Level Dependent)法のように、T2* (見かけのT2値)の変化に基づいて機能MRIを行う方法が知られてはいた。しかし、この方法は血管の機能を画像として直接観測することができるイメージング法ではなかった。本発明によって、そのような直接観察ができる。

【0136】また、このように酢酸を含む試薬を用いることで、血管の機能を画像対象とすることができる。今まで描出できなかった血管機能障害や血管疾患の患者の血管機能の変化をも画像化することができる。

【0137】また、上述した試薬投与法の1つとして、血管疾患部位をイメージングする際、血管拡張剤や血圧

コントロール試薬を、本発明のよる試薬として用いることもできる。これにより、静脈瘤などの患者に対する試薬投与前後の機能MRAや狭窄などに因り側副血行路などがある場合の脈間網の描出を行うことができる。

【0138】ところで、Gd-DTPA投与のCE-MRA法の場合、狭窄が過小評価されることが報告されている（日磁医誌17:4;115-124,1995）。このような過小評価を回避するためのイメージング法として、本発明のFBI法を用いることができる。つまり、生理食塩水を投与した状態で単純にFBI法に基づくイメージングを行うようにしてもよい。これにより、生理食塩水が造影剤として機能し、血液のT2値を若干長くし、T2値のblurringが低減される。この結果、狭窄が過小評価されるという事態を極力排除することができる。

【0139】なお、上記実施形態は、試薬を用いたイメージング法をFBI法で実施する構成であるが、この構成において、呼吸同期を併用することもできる。

【0140】また、本発明では、前述した3次元スキャン用のパルスシーケンスにおいて、図21に示す如くイメージング用のデータ収集シーケンスを実行する前に、撮像領域の脂肪からのMR信号の収集を抑えるため、反転回復IRパルス及び／又は脂肪抑制パルスF_{sat}を印加するようにしてもよい。

【0141】本実施形態の説明は以上の通りであるが、本発明はそのような実施形態記載の構成に限定されるものではなく、当業者においては、特許請求の範囲に記載の要旨を逸脱しない範囲で適宜に変更、変形可能なものであり、それらの構成も本発明に含まれる。

【0142】

【発明の効果】以上説明したように、本発明のMRアンギオグラフィによれば、被検体の心時相を表す信号を収集し、1スライスエンコード毎に3次元スキャン用のパルスシーケンスを被検体の撮像領域に対して参照波形に同期した状態で実行するので、造影剤を投与することなく、非侵襲で、血管走行方向の描出能の高いMRA像を提供できる。しかも、パルスシーケンスに繰返し時間を短く設定したRF励起パルスを含め、位相エンコード方向を血流の走行方向にほぼ合わせた方向に設定し、さらにスライス方向をこれに直交する例えば被検体の前後方向にとることで、血流方向にほぼ平行にスライスエンコード毎のデータ収集を行うことができるので、撮像時間を大幅に短縮することができる。加えて、動静脈を分離した画像を好適に描出できる。

【0143】また、上述の手法を血液の造影効果を助長したり血管を刺激する試薬と共に実行することで、血流像のS/Nを向上させるとともに、血管の機能を直接画像化することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係るMRI装置の構成の一

例を示す機能ブロック図。

【図2】実施形態におけるECG-prepスキャンと心電同期法に基づくイメージングスキャンの時間的前後関係を説明する図。

【図3】ホスト計算機が実行するECG-prepスキャンの手順を示す概略フローチャート。

【図4】ECG-prepスキャンの一例を示すタイミングチャート。

【図5】ECG-prepスキャンにより得られた、遅延時間をダイナミックに変化させたときの肺野のMRA像を模式的に写生した図。

【図6】位相エンコード方向の信号値の広がりの説明する図。

【図7】ホスト計算機が実行するイメージングスキャンの制御例を示す概略フローチャート。

【図8】シーケンサが実行するイメージングスキャンの制御例を示す概略フローチャート。

【図9】第1の実施形態における心電同期法に基づくイメージングスキャンのタイミングを示す粗いタイミングチャート。

【図10】3次元撮像領域と各エンコード方向との位置関係を説明する図。

【図11】第2の実施形態におけるイメージングスキャンの処理の概要を示す粗いフローチャート。

【図12】第2の実施形態に係る重み付け差分演算を説明する図。

【図13】本発明の第3の実施形態における心電同期法に基づくイメージングスキャンのタイミングを示す粗いタイミングチャート。

【図14】分割化MTパルスの別の印加法を示す部分的なタイミングチャート。

【図15】分割化MTパルスの更に別の印加法を示す部分的なタイミングチャート。

【図16】本発明の第4の実施形態に係るMRI装置の構成の一例を示す機能ブロック図。

【図17】第4の実施形態における心電同期法および呼吸同期法を併用イメージングスキャンのタイミングを示す粗いタイミングチャート。

【図18】本発明の第5の実施形態におけるイメージング手順および収集データ処理の概要を説明する図。

【図19】別の実施形態におけるイメージング手順の概要を説明する図。

【図20】第5の実施形態における実験例を模写して示す図。

【図21】本発明のパルスシーケンスの別の例を示すタイミングチャート。

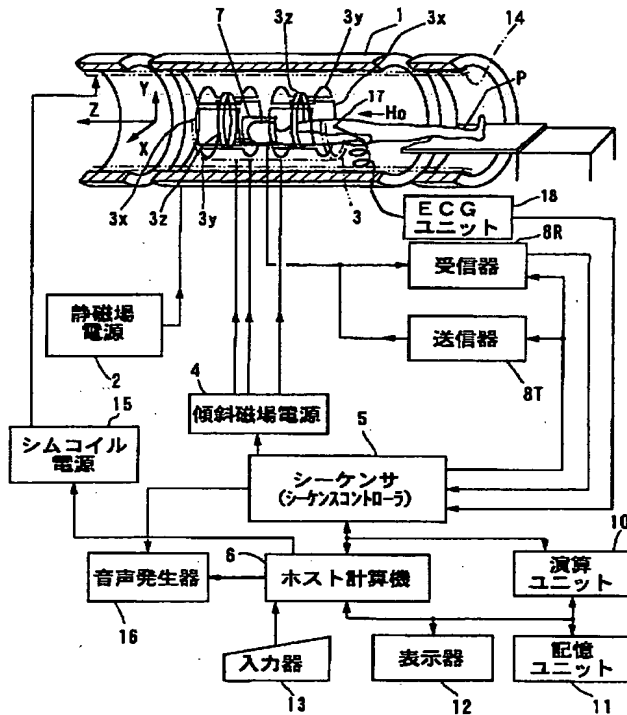
【符号の説明】

- 1 磁石
- 2 静磁場電源
- 3 傾斜磁場コイルユニット

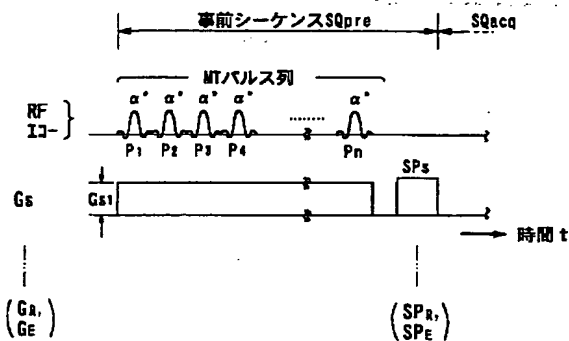
27

- 4 傾斜磁場電源
- 5 シーケンサ
- 6 ホスト計算機
- 7 RFコイル
- 8T 送信器
- 8R 受信器
- 10 演算ユニット
- 11 記憶ユニット

【図1】



【図14】

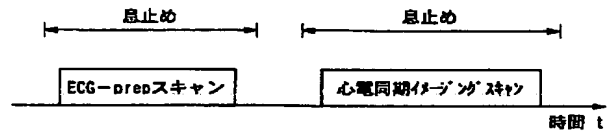


28

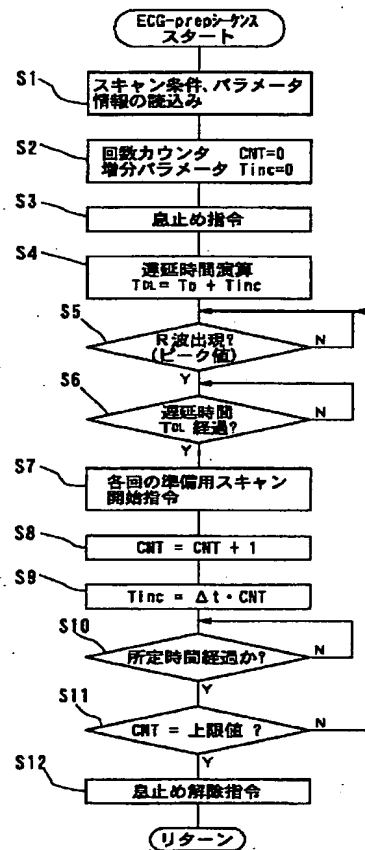
- * 12 表示器
- 13 入力器
- 16 音声発生器
- 17 ECGセンサ
- 18 ECGユニット
- 19 呼吸センサ
- 20 呼吸同期ユニット

*

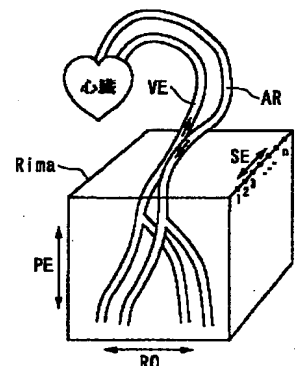
【図2】



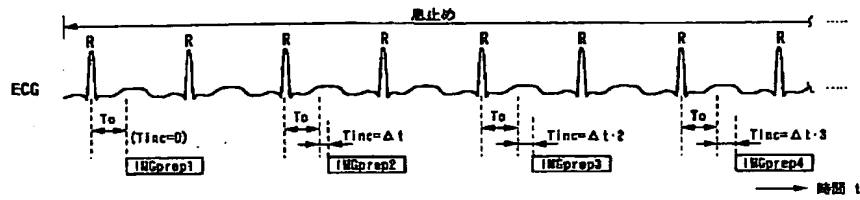
【図3】



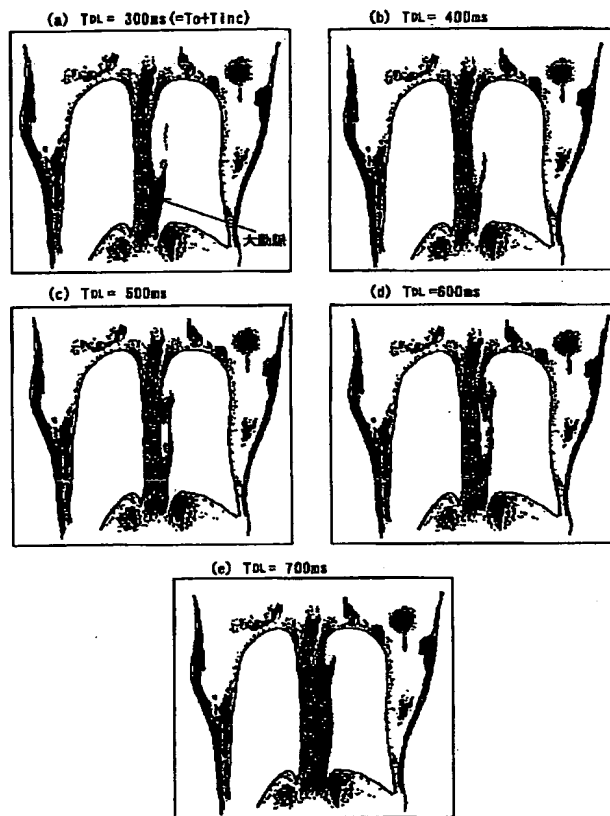
【図10】



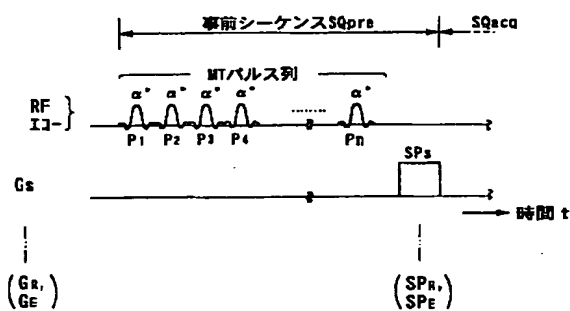
【図4】



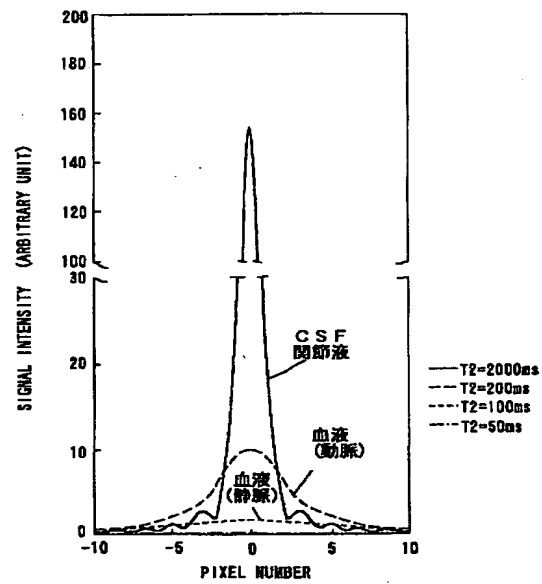
【図5】



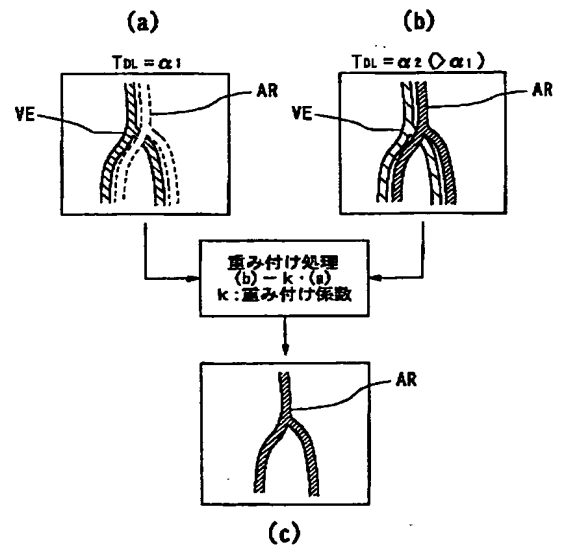
【図15】



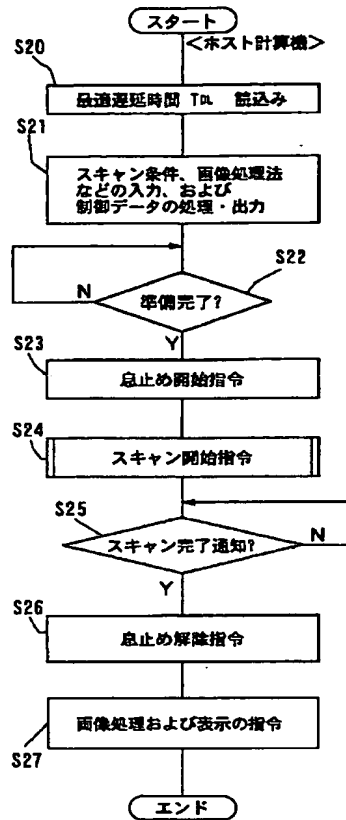
【図6】



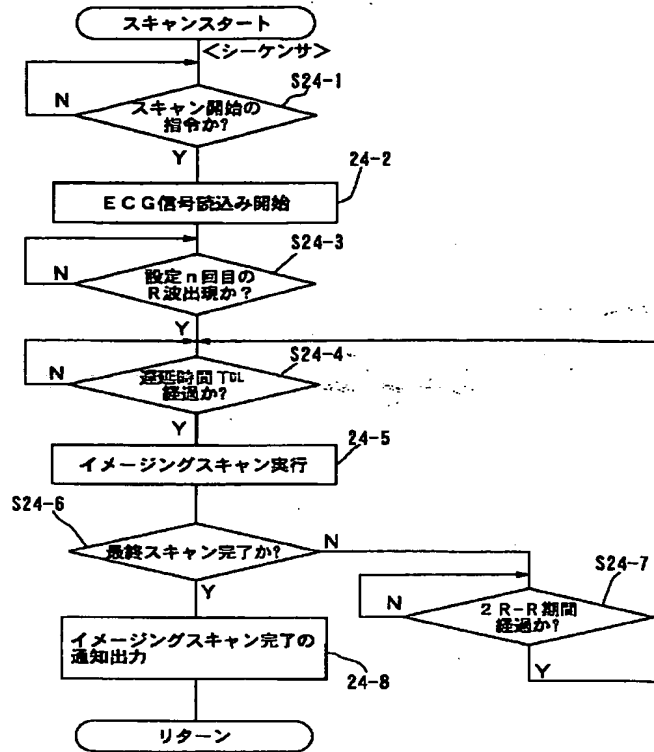
【図12】



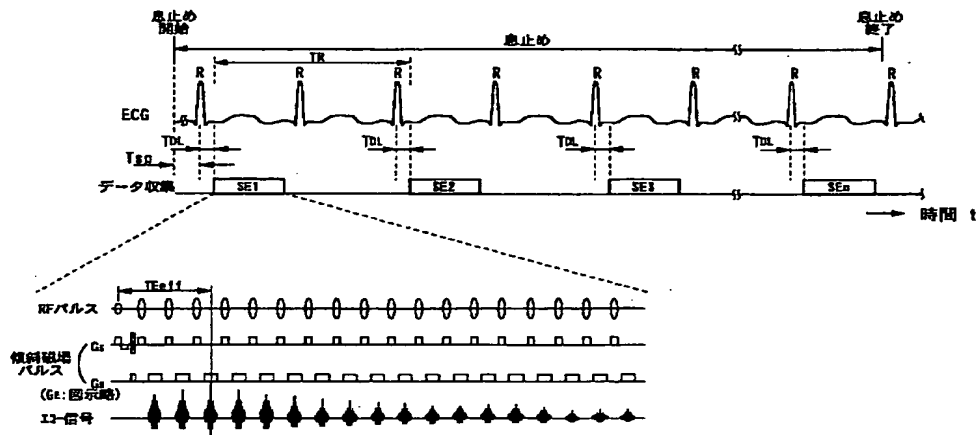
【図7】



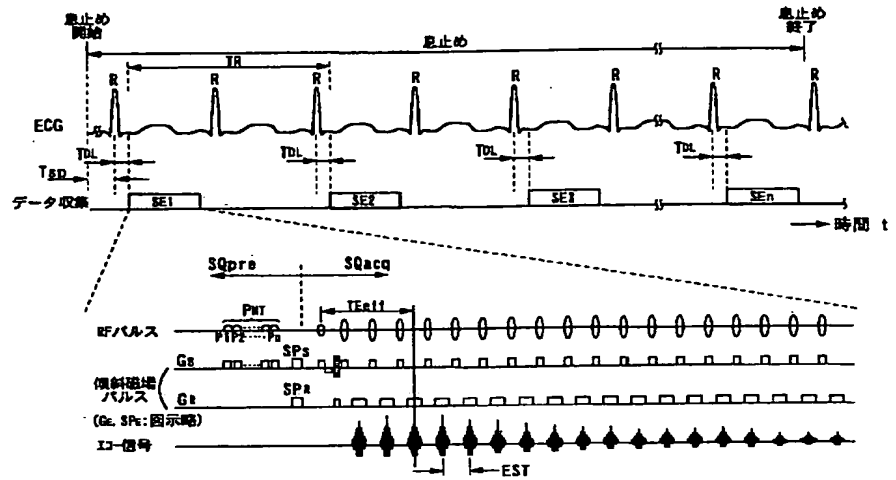
【図8】



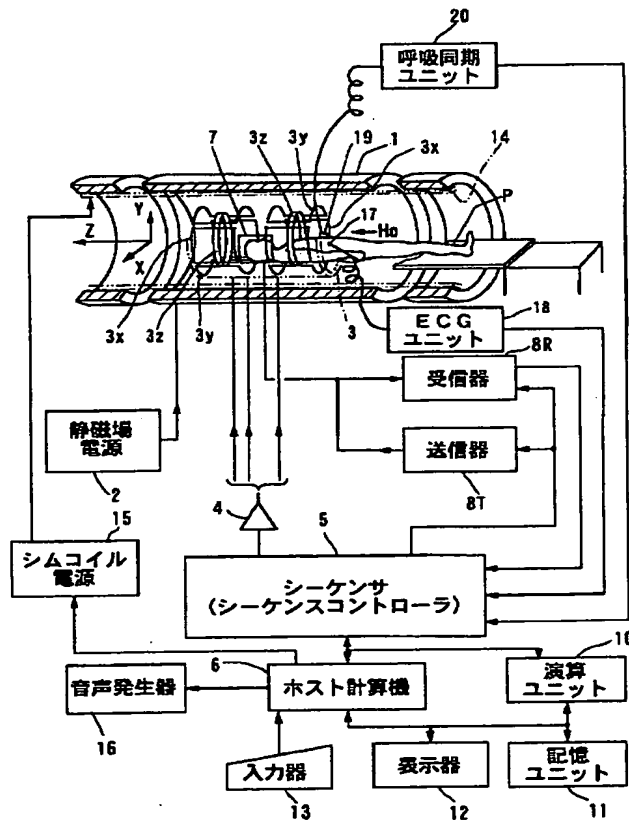
【図9】



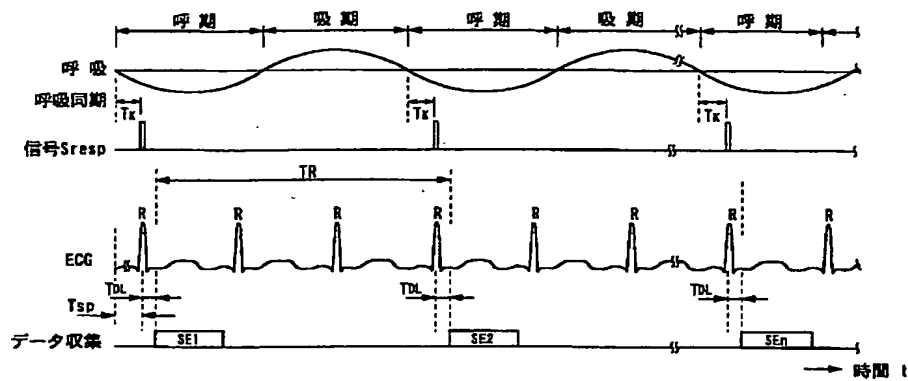
【図 13】



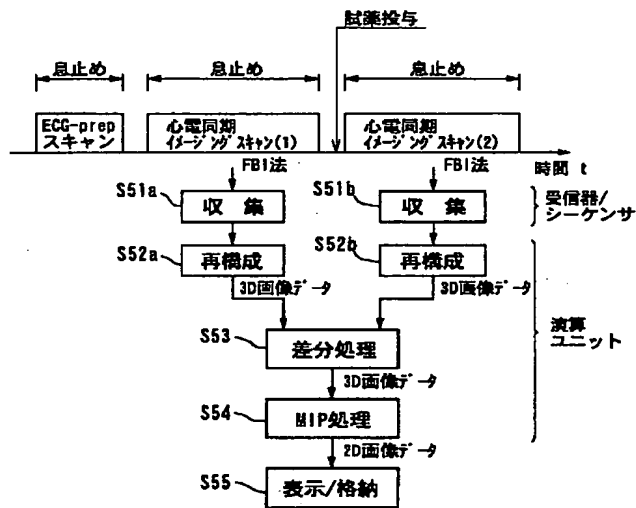
【図 16】



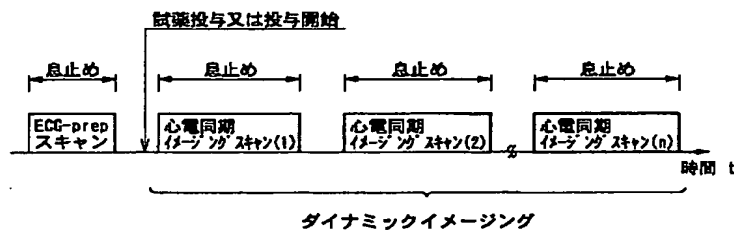
【図17】



【図18】



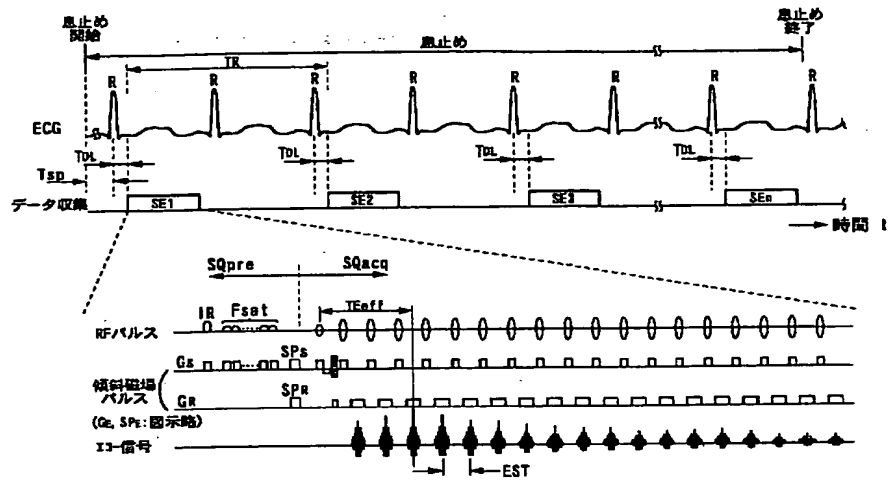
【図19】



【図20】



【図21】



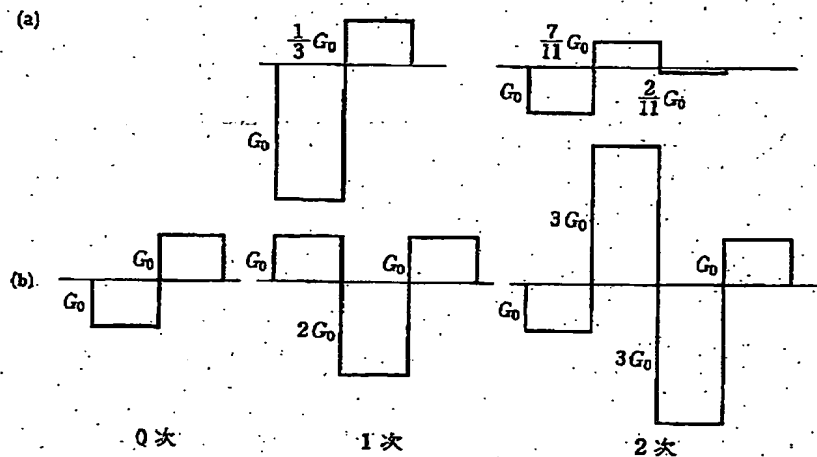


図 7・11 時間幅一定の場合の GMN. (a) エンコード勾配の 1 次および 2 次 GMN, (b) リード勾配の 0, 1 および 2 次 GMN

$$\sum_{p=0}^n G_p \{ (p+1)^{k+1} - p^{k+1} \} = 0 \quad (k=1, 2, \dots, n) \quad (7 \cdot 24)$$

$k=0$ は位相エンコードに対応し、エンコード量 $\Delta\phi_0$ は、

$$\Delta\phi_0 = \gamma x^{(0)}(0) \tau \sum_{p=0}^n G_p \quad (7 \cdot 25)$$

図 7・11 (a) に、1 次および 2 次の GMN の波形を示す。

一般に、位相エンコードの GMN 波形は時間原点の取り方によって変化する。勾配パルスの起点から終点に $t=0$ を変えると、時間反転して得られ波形が GMN 波形になる。運動による位置ずれを最小にするには、リード勾配によるエコーピークを原点にすることが望ましく、個々のシーケンスに合わせて波形を微調整する必要がある。

7.2 MR アンギオグラフィ

MR アンギオグラフィ (MRA; magnetic resonance angiography) は、X 線 DSA のように造影剤を用いることなく、血流中のスピンの並進運動による NMR 信号の変化から、血流分布を画像化する手法である。血流分布の 2 次元投影像を得るプロジェクション MRA²⁰⁾、および、3 次元血流分布像が得られる 3 次元 MRA がある。また、シネ MRA により、血流動態の把握も可能である。方式は、7.1 と同様に、Time of flight 法と位相法に分類される。

7.2.1 Time of flight 法

厚板 (スラブ) 状の関心領域の血管に、外部から平衡・飽和・反転等磁化状態が異なるスピンを流入させ、周辺組織の静止スピンとの信号強度差が生じることを利用して血流分布を画像化する手法である。in-flow 効果に基づく Time of flight MRA といわれ、7.1.1 と対応して、

以下に述べるような種々の方法が知られている。

a. 同スラブ励起

in-flow 効果による血流信号のエンハンスメントを利用する方法で、Time of flight MRA の代表的な方法である。3D-MRA では、図 7・12(a), (b) (破線で囲んだプリパルス部を除く) に示す 3D 高速イメージングのシーケンスにより、同スラブ領域に対して、 T_1 に比べて短い繰り返し時間 T_R で θ° 選択励起パルスを加え、エンコードステップを進める。これにより、周囲組織の磁化は飽和され低信号に、一方、血流部分は未飽和磁化の流入により高信号になり、血流分布の選択的画像化ができる^{27,29)}。図 7・12 のシーケンスでは、flow void による信号低下を抑制するため、スライス・リード・エンコードの 3 方向とも、1 次の GMN による flow compensation を行っている。スライス・リードについて flow compensation を行い、エンコードについては省かれることがある。この場合、エンコードステップごとのシステムティックな位相誤差により、エンコード方向の流速成分をもつピクセルの位置ずれが生じる (miss-registration)³⁰⁾。流速の時間的変化が大きい場合には、高次の GMN による flow compensation が必要になる。しかし、2 次 GMN でも、 T_E 延長による非補正高次成分により、補償効果は相殺されることがあり、注意が必要である³¹⁾。さらに、 T_E 延長に伴う T_R の伸びにより、全データ収集時間も増加するため、1 次 flow compensation で止め、 T_E 短縮を図るのが一般的である。

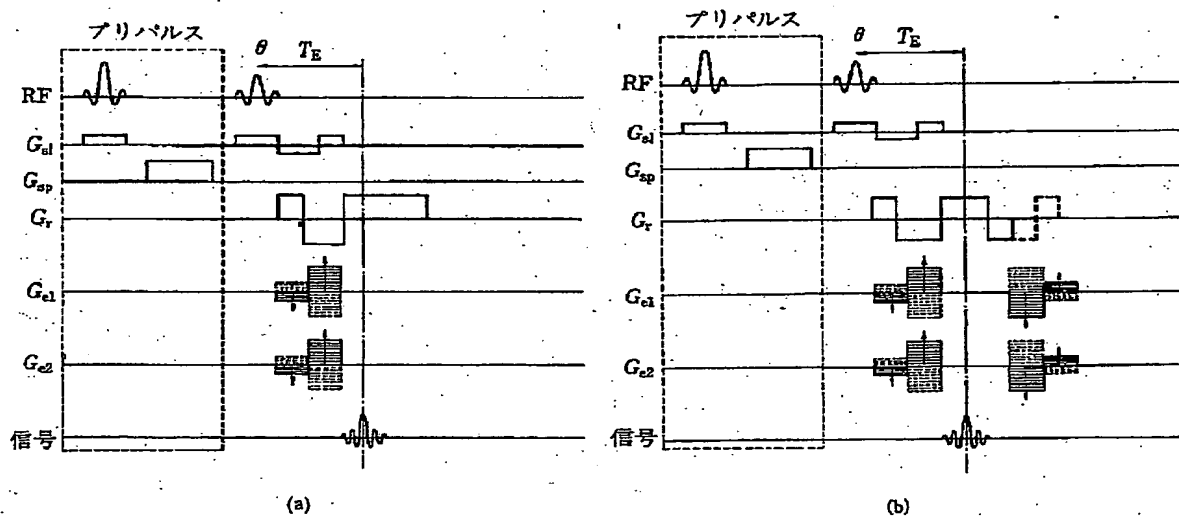


図 7・12 3D Time of flight 法のパルスシーケンス。(a) Flash 法、(b) Fisp 法。スライス、リード、エンコードとも 1 次 flow compensation を行っている。点線で囲んだ部分はプリパルスを示す。

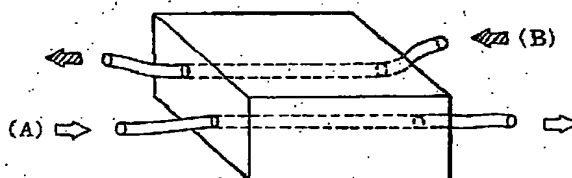


図 7・13 動静脈分離の原理

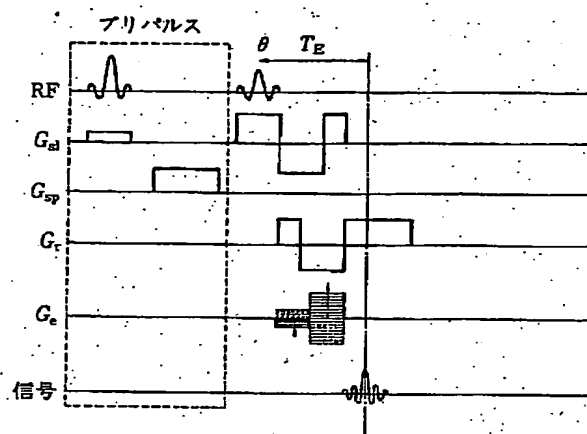


図 7-14 2D Time of flight 法のパルスシーケンス (Flash 法)。スライス、リード、エンコードとも 1 次 flow compensation を行っている。点線で囲んだ部分はプリパルスを示す。

図 7-13 のスラブに隣接する上流域の片側をプリパルスにより選択的に飽和させることにより、流入する血流信号を消去し、動静脈のどちらかを分離画像化できる。 $\theta \cdot T_R \cdot T_E$ 等のシーケンスパラメータは、撮像部位・対象に応じて、血流の対バックグラウンドコントラストを最大化するように選択する必要がある³²⁾。

本法ではサブトラクションが不要で、1 回の 3D 高速スキャンにより任意方向の血流が画像化されるため、臨床適用可能な撮像時間内で 3D-MRA を施行できる。3D の特徴である等方的空間分解能、小ボクセル化による flow void 低減、さらに、後述するような後処理による 3D 画像解析等の特徴がある。弱点としては、スラブ内静止スピンの縦緩和が無視できる短い T_R による 3D データ収集のため、 T_R の間に流入血流とリプレースされない遅い流れやスラブ領域深部の細い血管の流れが描出困難なことがある。これは、比較的薄い厚みをもつ複数のスラブに分割して 3D-MRA を行ったり、2D の薄いスライスの 2D Time of flight MRA をシーケンシャルに多数枚とることで 3D アンギオグラムを求める等の工夫により解決できる^{33,34)}。後者のシーケンスを図 7-14 に示す(破線内はプリパルス)。これらにより、末梢静脈のような遅い流れや、スラブ内の深部細血管の描出が可能となる。

b. 隣接スラブ励起

関心スラブの隣接上流領域の磁化を、プリパルスを用いて飽和または反転させた後、関心領域に流入する血液の周囲組織との信号強度差に着目して、血流像を得る方法である。飽和/反転、サブトラクションの有無により 4 つの方法に分類される。

(i) 飽和磁化流入

サブトラクションあり：図 7-15(a) に示す厚さ ΔZ のスラブ(B)を画像化領域とする。(A)、(C) の隣接する上流領域を 90° 選択励起パルスによりあらかじめ飽和すると、スラブ(B)への流入血流は無信号となる。飽和パルスは(B)のスラブには全く影響を与えないため、飽和パルスを加えない場合とのサブトラクションをとることにより、周囲組織を完全に消去した、ハイコントラストな血流像が得られる。スラブの両端から流入する血流が画像化されるため、動・静脈分離はできない。そこで、図 7-15(b) もしくは (c) に示すように (B) のスラブ領域に対

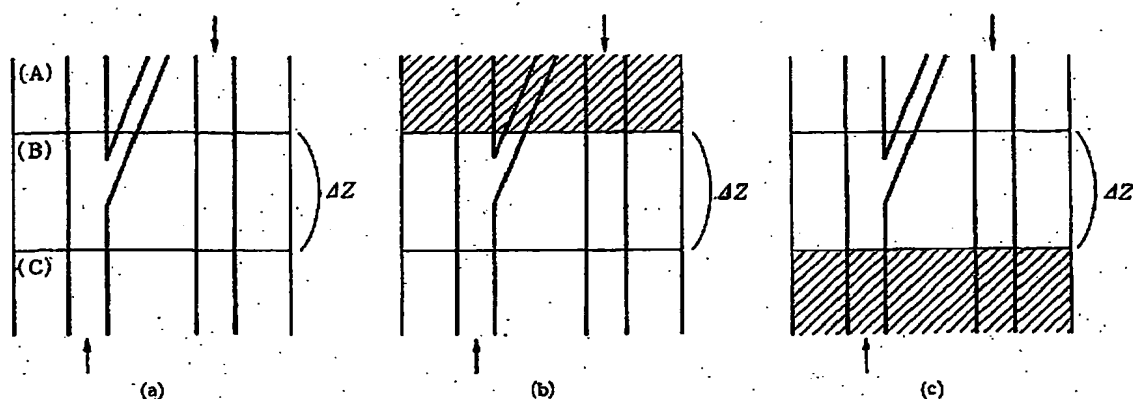


図 7・15 隣接スラブ励起による Time of flight MRA の原理

し、ハッチした片方の隣接領域を飽和することにより、この領域から流入する血流が選択的に描出されるために、動静脈分離が可能となる。例えば、頸部のようにスラブの下流から動脈が、上流から静脈が流れ込む部位では、励起する領域を選択することで動静脈の分離画像化が可能である。

サブトラクションなし：血流は飽和して無信号となるため、表示法の項で説明する maximum intensity projection 法とは逆の minimum intensity projection 法により、サブトラクションを行わずに血流像を得ることができる。血流像をエンハンスして高信号に描出したものを bright blood もしくは white blood、この方法で得られた血流像は black blood と呼ばれる³⁹⁾。血管分岐部または狭さく部で発生する渦や乱流のような disordered flow について、white blood 法では flow void によって血管狭さくを過大評価してしまうが、black blood 法では、渦や乱流の部分も血流として無信号領域化し、正しく描出される。black blood 法は、血流を無信号化するという点が特徴で、上記の方法のほかに、SSFP (steady state free precession) において、流れがあると、定常状態条件の破れによる信号強度低下が生じることに着目する方法が知られており、非常に遅い流れの描出に優れている³⁵⁾。

(ii) 反転磁化流入

サブトラクションあり：飽和パルスの代りに 180° 反転パルスをプリパルスとして加え、隣接上流域の血流による反転磁化のスラブ内流入を用いることにより、血流像のコントラストを2倍にできる。この方法は、Nishimura によって提案され、Selective Inversion Recovery MRA といわれる^{37,38)}。シーケンスを図 7・16 に示す。 180° 選択パルスによる磁化反転領域をスラブの両側あるいは片側に加えることにより、(a) と同様に動静脈非分離・分離の2タイプの血流画像化が可能である。反転時間 T_i は、スラブ内の血液が反転磁化によりリプレースし、同時に、縦緩和の影響が無視できるように設定しなければならない。隣接領域の磁化が平衡状態に回復するように十分長い T_R が必要であり、撮像時間の点で 3D-MRA には適した方法ではない。

サブトラクションなし：上述の black blood に対し、negative blood とでも名付けられる方法で、 180° 反転パルスをプリパルスとして加え、隣接上流域の血流による反転磁化のスラブ内

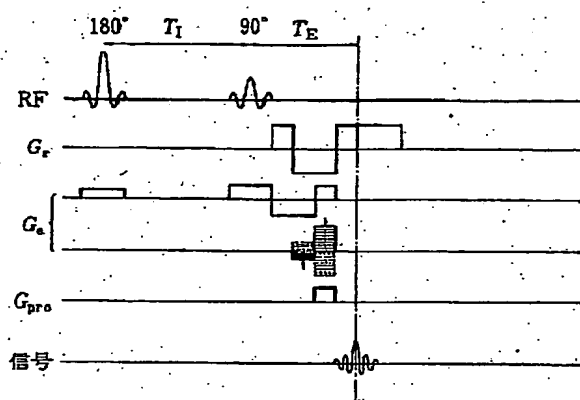


図 7.16 selective inversion recovery MRA のパルスシーケンス

流入を負の振幅を持つ信号として画像化する。周囲組織は正振幅を持つので、閾値をゼロに設定することにより、または、minimum intensity projection 法により血流像を求める。動静脈非分離・分離の2タイプの血流画像化が可能である。 $T_I \cdot T_R$ の設定に対しては、上述のような注意が必要である。

c. 交差スラブ励起

7.1.1で述べた交差ボーラストラッキング法そのものであるが、心電図同期により、ボーラの励起注入後の遅延時間を変えて撮像した一連の画像を連続表示することにより、X線DSAにおける造影剤注入後の血流動態と同様のシネ画像が得られる。

7.2.2 位 相 法

磁場勾配に沿って並進運動するスピンの位相がシフトすることを用いて、血流を静止組織から分離画像化するのが位相法によるMRAで、次のような種々の方式が知られている。

a. 平均位相シフト法

Dumoulinによって提案された方法で、7.1.2で述べたフローエンコードパルスによる運動スピンの位相変化により血流像を求めるため、Phase Contrast MRAといわれる³⁹⁾。 α 方向の流速 v_α に対し、磁場勾配強度 G_α の $\pm\alpha$ 方向のフローエンコードパルスを加えて2枚の画像間のサブトラクションをとると、信号強度は次式で与えられる。

$$I_\alpha = I_0 \exp(i\Delta\phi_\alpha) - I_0 \exp(-i\Delta\phi_\alpha) = 2I_0 \sin(\Delta\phi_\alpha) \quad (\Delta\phi_\alpha = \gamma G_\alpha v_\alpha \tau^2) \quad (7.26)$$

位相シフトが小さく $|\Delta\phi_\alpha| \ll \pi/2$ の場合には、 I_α と $\Delta\phi_\alpha$ が比例し、血流像は v_α そのものに対応する。すなわち、血管形態のみならず、血流速も描出する。図7.17にパルスシーケンスを示す。2次元では G_α' は不要で、3次元では G_α 方向に G_α' を加えて位相エンコードを行う。血管走行が一方向と見なせる部位では、フローエンコードパルス G_{flow} の向きを血管走行に合わせるにより、2回のスキャンで撮像が完了する。血管が屈曲・蛇行する一般的な場合には、直交する3方向に正負のフローエンコードパルス $\pm G_\alpha$ をかけて、合計6回の独立したスキャンが必要になる。3成分ベクトル (I_x, I_y, I_z) に対して種々の表示法が考えられるが、次式のよ

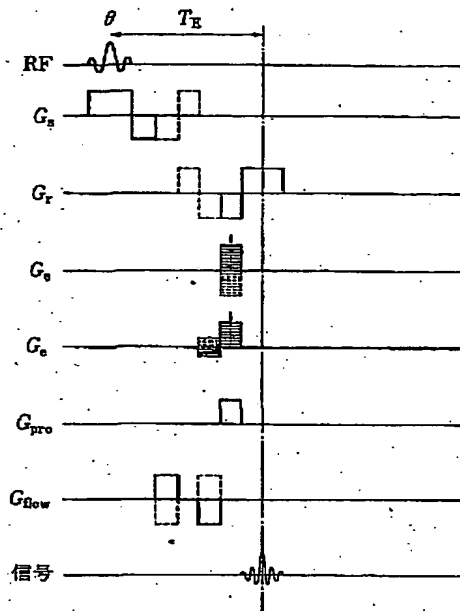


図 7.17 Phase Contrast MRA のシーケンス。G_x, G_y の破線は 1 次の flow compensation を行った場合。フローエンコードパルス G_{flow} を反転して得た 2 枚の画像のサブトラクションにより血管を画像化する。

うにノルム値を用いることが多い⁴⁰⁾。

$$I = (\sum_a I_a^2)^{1/2} \quad (\alpha = x, y, z) \quad (7.27)$$

正負 2 方向のフローエンコードを 1 方向にすれば、位相のシステム誤差補正用と合わせて合計 4 回のスキャンで撮像が完了する。さらに撮像時間を短縮するため、図 7.18 に示すマルチエコ

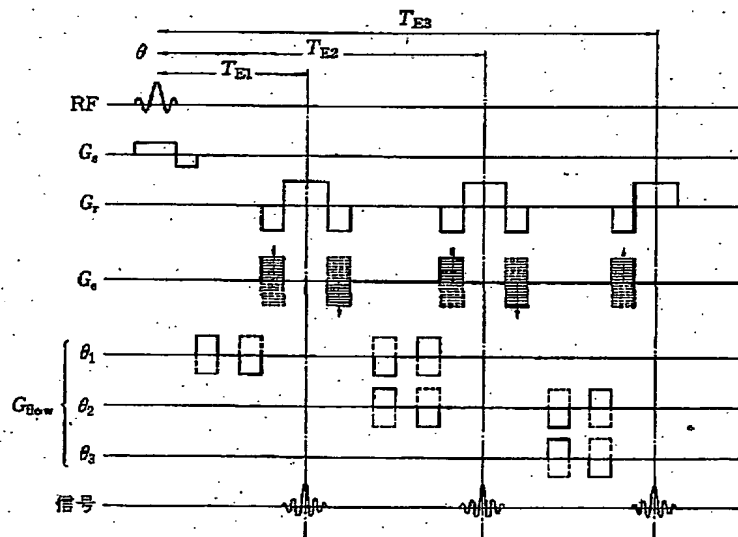


図 7.18 マルチエコー Phase Contrast Angiography のパルスシーケンス。マルチエコーを用い、フローエンコードパルスを θ_1 , θ_2 , θ_3 の直交する 3 方向に切りかえてデータ集収することにより、任意方向の流れを 1 回のスキャンで画像化できる。

を用いた3方向同時スキュアのシーケンスが提案されている⁴¹⁾。

この方法の特徴としては以下の2点がある。Time-of-Flight法とは異なり直接的な血流速情報が得られるため、より詳細な血流状態の解析・組織性状診断が可能となる。さらに、画像化領域がフレッシュな血流が届く範囲に限定されず、細血管の緩慢な流れも原理的に、描出できる。弱点としては、位相シフトが π を超える乱流や高速流に対してはエリヤシングが起るため、低速流から高速流までの正しい描出には、位相のダイナミックレンジの問題がある。また、7.1.2で述べたように、渦電流磁場などによる種々の位相エラーを避けるためASGC (active shield gradient coil) の使用などハードに対する要求が厳しくなる。

b. Rephase-Dephase 法

フローコンペンセーションを行ったリフェイズ画像から、血流部分のボクセル内磁化の位相を分散させて信号消去したディフェイズ画像を差し引くことにより、血流像が得られる。位相分散を用いるため位相法に分類され、Rephase-Dephase MRA といわれる⁴²⁾。以下、ボクセル内ディフェイズの仕組みを説明する。辺の長さが Δl の微小な立方体ボクセルを考えると、ボクセル内での速度分布は次式により近似的に表される。

$$\vec{V}(\vec{r}) = (V_x, V_y, V_z), \quad V_i = V_0 + \sum_j a_{ij} x_j \quad (i, j = x, y, z)$$

$$V_0 = (V_{x0}, V_{y0}, V_{z0}) \quad (7 \cdot 28)$$

図7・6(a)に示すような、勾配ベクトル $\vec{G} = (G_x, G_y, G_z)$ のフローエンコードパルスを加えると、ボクセル内の点 \vec{r} における位相シフトは次式で表される。

$$\Delta\phi(\vec{r}) = -\gamma \tau^2 \vec{G} \cdot \vec{V}(\vec{r}) \quad (7 \cdot 29)$$

ボクセルの信号強度 I は、 m_0 を一様な磁化密度として次式のようにになる。

$$I = \int_{\Delta V} m_0 e^{-i\Delta\phi(\vec{r})} d\vec{r} = m_0 \Delta V e^{-i\pi \vec{G} \cdot \vec{V}_0} \prod_j \sin(\Delta l A_j / 2) / \Delta l A_j / 2$$

$$(A_j = \gamma \tau^2 G_j \sum_i a_{ij}, \quad i, j = x, y, z) \quad (7 \cdot 30)$$

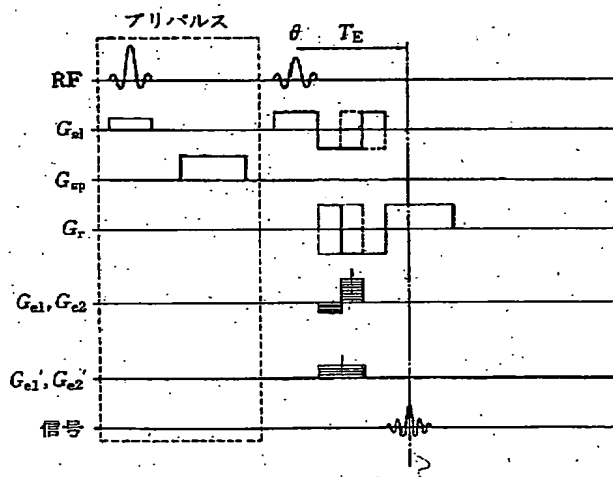


図7・19 Rephase-Dephase法のシーケンス (3D-Flash法)。スライスおよびリード勾配の実線はリフェイズに、破線はディフェイズに対応。エンコード勾配 G_{x1} , G_{x2} はリード勾配に垂直な2方向にかける (G_0 , G_0' はそれぞれflow compensationの有無に対応)。2枚の画像のサブトラクションにより血管を画像化 (点線で囲んだ部分はプリパルスを用了場合)

すなわち、ボクセル内の平均位相シフト $\Delta\phi_0$ および信号強度 I_0 は次式で与えられる。

$$\Delta\phi_0 = -\gamma r^2 \vec{G} \cdot \vec{v}_0$$

$$I_0 = m_0 \Delta v \cdot \prod \sin(\Delta LA_j/2) / (\Delta LA_j/2) \quad (7 \cdot 31)$$

ボクセル内速度分布による信号減衰は、sinc 関数で表され、完全にはゼロにならない。次式が成立する場合には、ディフェイズの振幅がゼロになり、リフェイズ・ディフェイズ間のノルム差が最大になる。

$$\Delta LA_j/2 = n\pi \quad (n=1, 2, \dots) \quad (7 \cdot 32)$$

ボクセル内で流速の空間的変化がない場合には、ディフェイズ勾配をかけても、一様な位相シフトが生じるのみで信号減衰はない。したがって、図 7・19 のシーケンスによる、リフェイズ・ディフェイズ間のサブトラクション MRA は、流速勾配がなければ不可能である。例えば、円

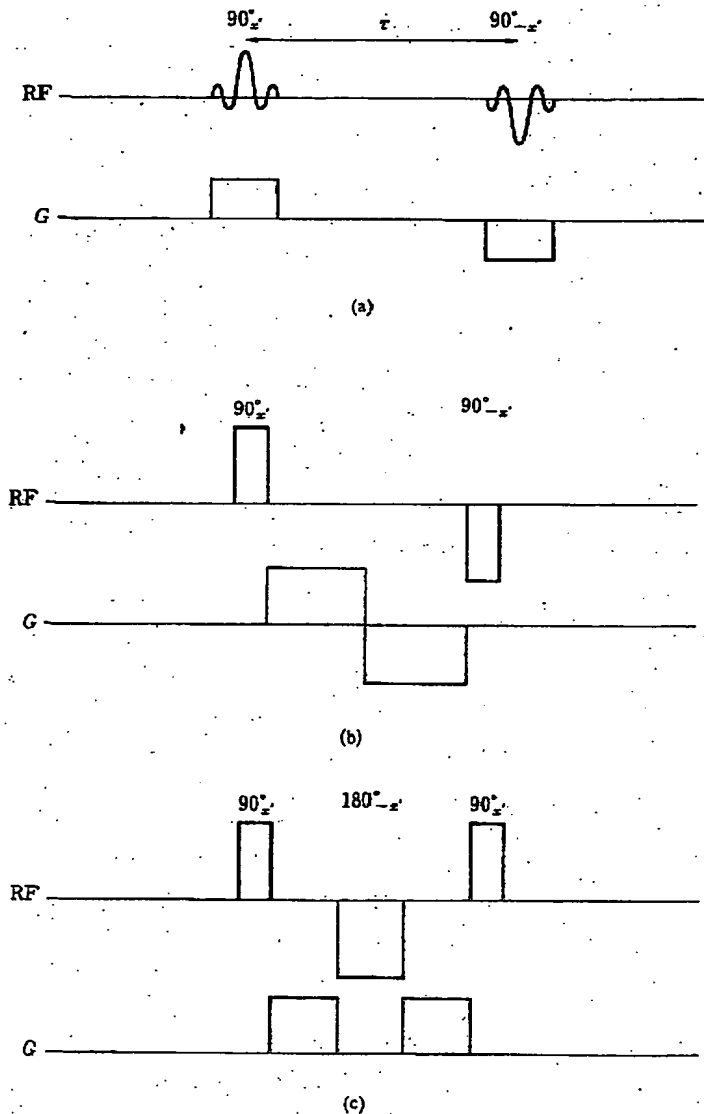


図 7・20 cancellation excitation 法のシーケンス。(a) は 2D 基本シーケンス、(b) は 3D 基本シーケンス、(c) は磁場不均一性のある場合に対する (b) の改良シーケンス

管中の層流の中心のように速度勾配が局所的にゼロになる部位は描出されない。

c. cancelation excitation 法

サブトラクションを用いずに直接、動いている血流のみを画像化する方法として cancelation excitation 法がある^{43,44)}。この方法は、図 7・20(a)に示すように、 90° パルスによって励起した後、 τ 時間後 90° パルスをかける。静止している部分は励起前の平衡状態にもどり信号は出さないが、動くスピンは位相ずれのため 90° パルスによって元に戻らず、横磁化を生じる。(a)を改良したシーケンスを図 7・20(b), (c)に示す。(b)では、時間 τ の間にフローエンコードパルスを加えることにより、静止スピンと運動スピン間の信号差がさらに増大する。(c)では、 180° パルスを加えて、静磁場による位相ずれを補償している。

7.2.3 表 示 法

3D-MRA もしくは 2D マルチスライス MRA によって得られた 3D 血流画像データは、種々の画像処理を施した後、(a) スライス面の連続高速表示、(b) プロジェクション表示、(c) ステレオ表示等によって表示される。(a) は 3 次元画像に対する MPR (multiple planer reconstruction) で多用され、任意方向のスライス断面を深さ方向に少しずつずらしながらシネ表示する。(c) は左右両目の視線方向から 2 つのプロジェクション画像を作成し、これを左右の目で片方のみを目視することにより立体的に捕える。(b) では、投影方向を少しずつ変えながらプロジェクションを連続表示することにより、3 次元的な血流分布状態を解析することができる。以下、(b) について、光線追跡法および輪郭描出法等の手法を説明する。

a. 光線追跡法

図 7・21 に示すように、3D 画像を貫通し投影面に至る投影法向に平行な光線を考える。プロジェクション画像の 1 ピクセルに対して 1 本の光線を考え、プロジェクション画像のピクセル値は、光線が通過するボクセルに対して、次のような演算により求める。(a) 強度の高い N 個のボクセル値の和、(b) 最も強度の高いボクセル値、(c) 最も強度の低いボクセル値、または、(d) 全ボクセル値の分散。(b) は MIP (maximum intensity projection) 法といわれ、 S/N よく血管を描出できる^{27,45)}。(c) は前述したように、black blood 法で用いられ、minimum intensity

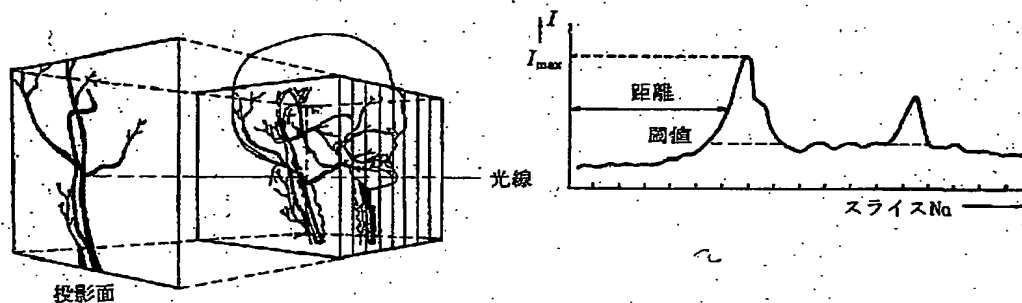


図 7・21 3D-MRA の表示法: MIP (maximum intensity projection) (文献 46 より改変)

projection 法といわれる。(d) の分散表示も (b) について血管表示能が高いといわれている。(a), (c), (d) において、閾値処理を用いることにより、抑圧不十分な静止部分の信号による画質劣化は低減するが、微細血管や遅い血流描出には最適な閾値の設定が必要である。

b. 輪郭描出法

血流部分の表面を描出し、立体感をだすために陰影をつける shading 処理や、深さ方向を表現する depth encode 処理等の surface および volume rendering が施される^{27,45)}。血管の多くは空間分解能に比べて、輪郭を描出できるほど太くないため、胸腹部の大血管を除いて MRA ではあまり用いられない⁴⁶⁾。

7.3 拡散・灌流イメージング

NMR による拡散係数測定は、Carr と Purcell による定常磁場勾配法⁴⁷⁾から、Stejskal と Tanner によるパルス磁場勾配法⁴⁷⁾へと発展し、測定対象が拡散係数の大きい液体から液晶・高分子のようなモビリティの小さいものに拡大した。NMR による拡散係数測定の詳細については Karger らによる総説⁴⁸⁾がある。最近、生体系の拡散・灌流計測に対する関心が高まり、MRI による拡散・灌流イメージングの臨床応用が検討されている。以下、生体系における拡散・灌流計測について基礎的事項を説明する。

7.3.1 拡散・灌流と制限拡散

拡散 (Diffusion) は、水分子のようなマイクロ粒子のランダムな熱運動 (Brown 運動) によって生じる。Fick の第一法則⁴⁹⁾により、拡散係数 D は、濃度 C の勾配と流れ密度 \vec{J} の比例係数として定義される。

$$\vec{J} = -D \text{grad } C \quad (7 \cdot 33)$$

一般に、 N 次元空間における拡散では、時刻 t における自乗平均移動距離 $\langle (\vec{r} - \vec{r}_0)^2 \rangle$ は、 \vec{r}_0 を初期位置として次式のようなになる。

$$\langle (\vec{r} - \vec{r}_0)^2 \rangle = 2NDt \quad (7 \cdot 34)$$

拡散係数と粘性係数 η には、次式の Stokes-Einstein の関係式⁵⁰⁾が成り立つ。

$$D = kT/6\pi\eta a \quad (\eta \text{ は溶媒の粘性係数, } a \text{ は分子半径}) \quad (7 \cdot 35)$$

拡散には、純水中の水分子のような 1 成分系における自己拡散と、溶液のような多成分系における異なる分子間の相互拡散の 2 種類があり、拡散速度は自己拡散係数および相互拡散係数によって特徴付けられる。

一方、灌流 (Perfusion: 微少循環, マイクロサーキュレーション) は拡散のようなマイクロでランダムな運動とは本質的に異なり、毛細血管内の準マイクロな血流を意味する⁵⁴⁾。毛細管血流は、乱流のような時間・空間的にランダムネスをもつ領域を除けば、規則的な流速パターンをもつ一様な (コヒーレント) 流れとみなせる。しかし毛細血管では、図 7・22 に示すように血